

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

(11) N° de publication :
(à utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 591 884

(21) N° d'enregistrement national : **86 17673**

(51) Int Cl^a : A 61 B 8/14; G 06 F 15/42.

(12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

(22) Date de dépôt : 17 décembre 1986.

(30) Priorité : US, 17 décembre 1985, n° 810.872.

(43) Date de la mise à disposition du public de la demande : BOPI « Brevets » n° 26 du 26 juin 1987.

(60) Références à d'autres documents nationaux apparentés :

(71) Demandeur(s) : *WASHINGTON RESEARCH FOUNDATION, Société constituée sous les lois de l'Etat de Washington. — US.*

(72) Inventeur(s) : Francis Manwell Greene Jr et Donald Eugene Strandness Jr.

(73) Titulaire(s) :

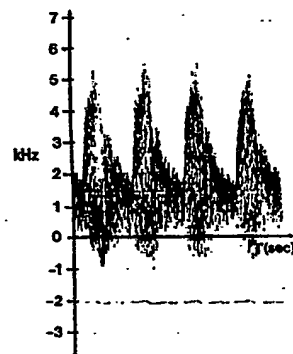
(74) Mandataire(s) : Cabinet William J. Rezac.

(54) Procédé non envahissant de diagnostic de la sténose vasculaire.

(57) Procédé et dispositif permettant de diagnostiquer automatiquement et objectivement le degré de sténose d'un vaisseau à partir de données Doppler combinées en mode B et à impulsions, analysées en segments spectraux dans un analyseur de spectres à transformation rapide de Fourier en temps réel.

Le dispositif comprend un ordinateur numérique convenablement programmé pour effectuer la reconnaissance de formes des segments spectraux ou d'une moyenne d'ensemble des segments spectraux pour classer le degré de sténose en fonction d'une base de données de sténoses connues en provenance de segments spectraux classés à l'avance.

La figure 2 est une représentation schématique d'un signal Doppler type sur une courbe d'amplitude en fonction du temps.



FR 2 591 884 - A1

PROCEDE NON ENVAHISSANT DE DIAGNOSTIC DE LA
STENOSE VASCULAIRE

Cette invention concerne un procédé automatique, objectif et non envahissant d'interprétation du degré de sténose (rétrécissement) d'un vaisseau à partir des données de variation de fréquence (due à l'effet Doppler) ultrasonore de la circulation du sang dans le vaisseau. Plus particulièrement, l'invention concerne un procédé empirique informatique de reconnaissance statistique des formes entre les données du patient et une base de données de spectres connus et classés à l'avance, pour diagnostiquer le degré de sténose des artères carotides d'un patient en diverses catégories de sténose. Le procédé fait appel à une scanographie à ultrasons, un analyseur de spectre à transformation rapide de Fourier, et un ordinateur numérique spécialisé pour effectuer l'analyse des données provenant des artères carotides primitive et interne.

La détection et l'évaluation de l'artériopathie carotidienne sont importantes pour le traitement des ischémies cérébrales transitoires et pour la prévention des attaques. L'artériographie, méthode envahissante et coûteuse, présente des risques de morbidité et de mortalité qui limitent son emploi à des patients sélectionnés. On met actuellement au point un procédé non envahissant de diagnostic à ultrasons en tant que solution de rechange à l'artériographie.

Pour la pathologie d'occlusion des artères carotides qui est associée aux anomalies de l'écoulement sanguin, telles qu'elles sont détectées avec un appareil à ultrasons à effet Doppler, des diagrammes d'écoulement irréguliers proches de la zone lésée ont été étudiés par H. Keller, et al., "Non-invasive Measurement of Velocity Profiles and Blood Flow in the Common Carotid Artery by Pulsed Doppler Ultrasound," Stroke, Juil.-Août 1976, 7(4), 370-7, et ont été en outre quantifiés par R. Rutherford et al., "The Use of Velocity Waveform Analysis in the Diagnosis of Carotid Artery Occlusive Disease," Surgery 695-702 (1977), qui utilisaient des paramètres de forme d'onde mesurés à la main. Des paramètres mesurés par ordinateur, obtenus à partir de l'artère carotide

primitive, ont été utilisés par F. Greene, Jr., "A Micro-processor Based Pattern Recognition Approach to Diagnosing Atherosclerosis," Master's Thesis, University of Washington (1979) et par S. Sheriff, "Mathematical Feature Extraction Applied to the Entire Doppler Shifted Frequency Signal Obtained from the Common Carotid Artery (Abstract), Blood Flow Theory and Practice, The Biol. Eng'g Soc., Londres (1980) 34-1, 34-4.

Pour déterminer l'étendue de l'artériopathie à partir de données de variation de fréquence due à l'effet Doppler par ultrasons à partir des artères carotides primitive et interne, on utilise le procédé assisté par ordinateur de la présente invention pour reconnaître des formes ou des structures dans les caractéristiques spectrales et temporelles du signal Doppler rétrodiffusé. Cette méthodologie, appelée "reconnaissance statistique des formes", a trouvé application dans des disciplines qui vont de la recherche chimique (B. Kowalski, "Pattern Recognition in Chemical Research," Computers in Chem. and Biochem. Res., vol. 2, Academic Press, N.Y. (1976) à l'identification d'anomalies du foie à l'aide du diagnostic par ultrasons (R. Lerski et al., "Computer Analysis of Ultrasonic Signals in Diffuse Liver Disease," Ultrasound Med. Biol., 5, 341-350 (1979)). Une telle approche convient très bien au problème de l'évaluation de la sténose vasculaire, dans les cas où, tandis que la nature précise des processus physiques mis en jeu n'est pas bien élucidée, on peut encore déterminer l'étendue du mal. Les algorithmes mis en jeu dans le procédé de la présente invention ont permis d'obtenir des résultats utiles du point de vue du diagnostic, avec des données cliniques obtenues dans des conditions réalistes. Le traitement mis en jeu consiste à extraire les données de variation de fréquence due à l'effet Doppler, caractéristiques du degré de sténose, de l'artéfact créé par le mouvement de la paroi du vaisseau, le déplacement du volume de l'échantillon, et les parasites de l'installation.

Traditionnellement, le diagnostic de l'artériopathie nécessitait une artériographie envahissante (angiographie

de contraste). Plus récemment, la scanographie par ultrasons a conduit au diagnostic du mal sur la base d'affichages des spectres de transformation de Fourier analysés par un analyseur de spectres. Une telle lecture est difficile. Les spectres enregistrés (tels qu'ils sont représentés, par exemple, dans R. Knox, et al., "Computer Based Classification of Carotid Arterial Disease : A Prospective Assessment," Stroke, Sept.-Oct. 1982, 13, 589-94 sont un élargissement continu du signal à mesure que le degré de sténose augmente. Lire les spectres pour quantifier le degré de sténose exige une grande compétence et une grande expérience. Déceler un état qui évolue lentement est presque impossible.

Mais avec la méthodologie de la présente invention, les données d'amplitude et de fréquence de la transformation rapide de Fourier discrète sont traitées dans l'ordinateur à l'aide d'algorithmes de reconnaissance des formes. Le procédé consiste à traiter les données des spectres enregistrés en extrayant des morceaux utiles ou des caractéristiques prédominantes des données. Avec le présent système, le diagnostic est obtenu objectivement et automatiquement à partir des données matérielles, ce qui permet d'éliminer la nécessité d'une grande compétence ou d'une grande expérience dans l'interprétation.

Un technicien peut poser immédiatement le diagnostic sans qu'un radiologue soit nécessaire pour lire le spectre, ce qui entraînerait des retards de diagnostic. L'interprétation visuelle de caractéristiques telles que la fréquence systolique de crête, la fréquence diastolique, le degré d'élargissement spectral, ou la forme globale des formes d'ondes, rend virtuellement impossible, même pour les radiologues les plus compétents, une classification objective des diverses sténoses et la quantification des caractéristiques qui sont associées à chaque degré de sténose. La reconnaissance des formes des données d'amplitude et de fréquence offre une méthodologie statistique et analytique très perfectionnée permettant de disséquer les spectres Doppler à ultrasons pour en extraire automatiquement les données importantes pour le diagnostic.

Pour diagnostiquer automatiquement et objectivement le degré de sténose dans un vaisseau, dans l'artère carotide par exemple, un scanographe à ultrasons crée un signal Doppler à impulsions rétrodiffusé en provenance du voisinage du flux sanguin central en plusieurs emplacements le long du vaisseau près de l'entaille dicrotique. Les fréquences de transformation de Fourier de ce signal Doppler sont analysées dans un analyseur de spectres de transformation rapide de Fourier, en temps réel. Les spectres analysés en fréquence sont en outre traités dans un ordinateur numérique spécialisé pour que la reconnaissance des formes entre une moyenne d'ensemble des spectres du patient et des spectres connus semblables et classés à l'avance dans une base de données puisse être effectuée pour classer les données du patient dans une catégorie reflétant le degré de sténose. Le système de classification est hiérarchique, basé sur des algorithmes de formation qui pondèrent les mesures ou les "caractéristiques" des spectres. Pour que le traitement soit efficace, on comprime d'abord les données pour sélectionner des parties ou des caractéristiques significatives du signal Doppler complet. La compression fait intervenir la création de la moyenne d'ensemble, la sélection d'un spectre ou d'un contour représentatif d'amplitude en fonction du temps, à une fréquence donnée représentative du signal Doppler véritable, et l'élargissement du spectre représentatif avec des contours représentatifs de fréquence-amplitude autour du contour Doppler de base.

La mise à la moyenne permet de réduire l'effet des points de données écartés, apparemment aberrants qui sinon pourraient poser un problème. Le cas échéant, on peut mettre à l'échelle les largeurs des élargissements spectraux en divisant la largeur mesurée par le cosinus de l'angle Doppler (habituellement 60°). La mise à l'échelle permet de déterminer l'incidence éventuelle de l'angle Doppler sur le diagnostic. On peut également explorer la symétrie spectrale.

La comparaison des caractéristiques se fait avec le logiciel ARTHUR d'analyse de reconnaissance des formes, à l'aide de méthodes statistiques qui permettent un diagnostic empirique du degré de sténose.

Sur les dessins ci-joints :

la figure 1 est un schéma-bloc simplifié de l'installation de diagnostic selon la présente invention ;

la figure 2 est une représentation schématique d'un
5 signal Doppler type sur une courbe d'amplitude en fonction du temps ; et

la figure 3 est une représentation des données comprimées dans une moyenne d'ensemble. Ces données sont utilisées dans le dispositif de reconnaissance des formes pour déterminer
10 le degré relatif de sténose.

On utilise un scanographe à ultrasons 10, de type Duplex pour créer la base de données du patient. Le scanographe 10 est un scanographe à effet Doppler combiné en mode B et à impulsions, fonctionnant à 5 MHz, et fournit un signal Doppler
15 en quadrature (bidirectionnel). On peut supprimer la pratique courante consistant à filtrer le signal Doppler dans un filtre passe-haut pour éliminer les parasites dus à la paroi. Les patients souffrant d'une artériopathie ont souvent des composantes du signal Doppler proches de 0 Hz, et ces signaux
20 seraient perdus avec un filtre passe-haut. Les signaux proches de 0 Hz sont prédominants dans la période de fin de diastole ou au niveau de l'entaille dicrotique, où une inversion de circulation peut parfois être observée. L'électronique Doppler d'origine du scanographe commercial 10 avait son point 3 dB
25 du filtre de paroi modifié de 1 kHz à 100 Hz pour que l'information d'écoulement ne soit pas perdue dans ces cas-là. On obtient ainsi une sensibilité maximale aux signaux d'artériopathie en traitant une bande passante plus large.

D'habitude, le scanographe 10 est un scanographe du
30 type Mark V Duplex fourni par Advanced Technology Laboratories (ATL), à Bellevue, Washington, Etats-Unis d'Amérique (division des laboratoires Squibb). Ce scanographe utilise trois transducteurs de 5 MHz à foyer fixe qui sont incorporés à une roue tournante, engendrant une image sectorielle bidimensionnelle des interfaces de tissus mous. L'image obtenue en mode B
35 est utilisée pour identifier le vaisseau intéressant, pour visualiser la calcification de la paroi, pour reconnaître les variations anatomiques, pour placer le volume de l'échan-

tillon Doppler à impulsions au centre d'écoulement du vaisseau, et, ce qui est le plus important, pour maintenir un angle d'incidence Doppler type de 60° environ entre le faisceau Doppler et l'axe du vaisseau sanguin. L'image obtenue en
5 mode B est mise en mémoire électroniquement, tandis que l'un des transducteurs est utilisé dans le mode Doppler à impulsions pour contrôler la vitesse du sang à l'intérieur du volume d'échantillon. L'orientation du faisceau Doppler et l'emplacement du volume d'échantillon sont affichés sur l'image
10 obtenue en mode B. La tête de balayage utilise habituellement des transducteurs de 6 mm de diamètre mis au point à une profondeur de 25 mm pour la saisie des données des artères carotides primitive et interne. Le volume d'échantillon pour ce transducteur est de 3 mm^3 environ à cette distance focale,
15 assurant une bonne limite de résolution au niveau de l'écoulement central où les perturbations dues à la paroi ont peu d'effet.

Bien que le dispositif soit utilisable pour la plupart des vaisseaux sanguins majeurs, les recherches s'attachent
20 surtout actuellement au diagnostic du degré de sténose dans les artères carotides, et cette description sera limitée à ces artères. Les emplacements anatomiques à partir desquels des diagrammes de vitesse sont couramment enregistrés pour l'analyse des artères carotides sont l'artère carotide primitive (1-CCA), l'artère carotide interne proche (p-ICA), et
25 les emplacements situés le long de la bifurcation où des signaux de haute fréquence sont éventuellement détectés. En chaque emplacement, l'angle entre le faisceau Doppler et l'axe longitudinal du vaisseau est mesuré directement
30 à partir de l'image obtenue en mode B. On obtient en même temps une information 12 de minutage d'électrocardiogramme (EGG) à l'aide d'un circuit qui se déclenche à partir de l'onde R. En plus de la voix du technicien (un canal), des signaux de quadrature Doppler (deux canaux), ainsi que le
35 signal d'onde R d'ECG modulé en fréquence (un canal) sont enregistrés automatiquement sur bande magnétique à quatre canaux pour l'analyse hors ligne. Environ 20 à 25 cycles cardiaques consécutifs sont enregistrés sur bande à partir

de chaque emplacement. Quand une artériopathie est détectée dans la partie éloignée de l'artère carotide primitive ou dans la partie proche de l'artère carotide interne (dans les deux premiers centimètres environ), c'est l'emplacement de la perturbation maximale de l'écoulement que l'on utilise pour l'analyse. Ce signal est identifié par le technicien, soit d'après une augmentation marquée des fréquences Doppler, soit d'après la "rudesse" audible du signal. Les données enregistrées sur bande sont relues par l'intermédiaire d'un analyseur de spectres en temps réel, et sa sortie numérique est en général écrite directement sur disque.

Dans les expériences de la présente invention, des données ont été enregistrées à partir de l'écoulement central de quatre emplacements pour chaque ensemble carotidien, donnant un total de huit emplacements par sujet : les régions proche (à environ 3 cm du globe oculaire) et éloignée (à environ 1 cm du globe oculaire) de l'artère carotide primitive, l'artère carotide interne au niveau de l'écoulement perturbé audible maximal, et l'emplacement de la carotide interne à 1 ou 2 cm de ce point. Le choix de deux emplacements de la carotide primitive était basé sur l'expérience qui indiquait que des différences de comportement d'écoulement pouvaient être constatées en différents points le long de cette artère. Sur la base d'essais complémentaires, il a été déterminé que les données provenant de l'artère carotide primitive proche et de l'artère carotide interne proche sont les seules données nécessaires pour le dispositif préféré selon la présente invention.

La décomposition spectrale du signal Doppler directionnel est effectuée dans l'analyseur de spectres 14 à l'aide d'une méthode de transformation de Fourier rapide discrète numérique (DFT). L'analyseur de spectres, tel que l'analyseur de spectres FFT en temps réel spécial qui est fourni par Honeywell, Inc. à Denver, Colorado, Etats-Unis d'Amérique, fournit 400 spectres par seconde avec une limite de résolution de fréquence de 100 Hz. Toutes les 2,5 msec., un nouveau spectre est créé, affichant 10 msec. de fréquence Doppler. Les spectres adjacents comprennent ainsi 75 % de données anciennes et 25 % de données

nouvelles. L'intervalle d'analyse est de 10 kHz, 7 kHz étant réservés pour l'écoulement en sens direct et 3 kHz pour l'écoulement en sens inverse ou retour. L'existence de composants de fréquence au-delà de 7 kHz se produit régulièrement avec les sténoses sévères, et peut être déduite de la pente de l'enveloppe des données de la transformation de Fourier discrète (DFT) qui sont disponibles entre 0 et 7 kHz. D'habitude, la pente de la DFT varie régulièrement et se rapproche suffisamment de zéro entre 0 et 7 kHz pour que le plus fort contenu de fréquence des données Doppler soit évident sur la base de l'extrapolation des données de 0 à 7 kHz.

Une interface de matériel et de logiciel avec un ordinateur PDP 11/34 ou LSI 11/23 permet le transfert des données spectrales numérisées et de l'information de minutage de l'ECG, directement de l'analyseur de spectre sur la mémoire à disque 16. Un sous-programme de gestion de données du logiciel est conçu pour permettre d'introduire dans le fichier de données les renseignements généraux concernant le patient (identification du patient, âge, symptômes, bruits, opérations chirurgicales antérieures de la carotide, etc.), le côté et l'emplacement du signal, l'angle Doppler et, éventuellement, d'autres informations.

La décomposition spectrale du signal Doppler en quadrature se fait sous forme numérique. La précision de transformation de ce signal est de 8 bits, et la configuration permet de délivrer 100 bits d'informations de fréquence toutes les 2,5 msec. La précision de l'analyseur de spectres est de $\pm 5\%$ en amplitude pour chaque bit de fréquence.

Le signal Doppler d'écoulement sanguin affiche un échantillon statistique des mouvements des cellules sanguines individuelles à l'intérieur du volume d'échantillon. Chaque pixel spectral, large de 100 Hz et long de 10 msec., représente une partie de cet échantillon statistique. La variation et la fluctuation d'intensité d'un pixel à l'autre sont étonnamment grandes. La variabilité statistique de chaque pixel se reflète dans la variabilité de deux spectres adjacents, même s'ils partagent 75 % des données.

Pour réduire la variance de l'estimation, on utilise

un système de mise à la moyenne spectrale. Ce système a été conçu pour préserver la limite de résolution temporelle à l'intérieur du cycle cardiaque tout en fournissant une meilleure estimation de la répartition réelle des fréquences Doppler. Le procédé permet d'obtenir une famille de spectres mis à la moyenne, représentant chacun une partie différente, de 10 msec., du cycle cardiaque. La mise à la moyenne renforce les caractéristiques de la forme d'ondes qui sont constantes ou périodiques, tout en réduisant les autres caractéristiques, non périodiques ou variant avec le temps (variations de battement à battement, parasites du dispositif non immobile, et autres artéfacts). La mise à la moyenne permet d'éviter la prévention qui serait mise en jeu dans une sélection subjective d'un battement cardiaque "représentatif".

On effectue habituellement la mise à la moyenne spectrale en introduisant les données de signal du disque dans l'ordinateur numérique spécialisé 18, au débit de données de 40 kilooctets/sec. de l'analyseur de spectres, ou à tout autre débit de données convenable, en faisant la somme des signaux, et en divisant par le nombre total de signaux. On obtient l'information de minutage de l'ECG à l'aide d'un circuit de matériel qui se déclenche à partir de l'onde R, tout en rejetant les variations d'amplitude et de base et les ondes P et T accentuées. Les données de variation de fréquence due à l'effet Doppler sont ainsi segmentées en cycles cardiaques correspondants basés sur le minutage de l'onde R.

Etant donné que le retard électromécanique myocardique est relativement constant d'un battement à l'autre, c'est l'onde R que l'on choisit comme référence de temps pour synchroniser la mise à la moyenne des données. Pour éliminer les artéfacts dus aux arythmies cardiaques, on rejette tout signal ayant un intervalle R-R qui ou bien diffère de l'intervalle précédent de 110 msec. environ en plus ou en moins, ou qui est plus long de plus de 33 % environ que l'intervalle précédent. On pourrait utiliser d'autres facteurs comme règle de séparation pour les arythmies.

Les battements rejetés peuvent être des battements arythmiques (irrégularités cardiaques) ou anormaux, tels

que contractions ventriculaires prématurées. La règle des 33 % comprend, cependant, tous les battements qui sont des variations normales du rythme cardiaque. Ici encore, on réduit la prévention de l'analyse, étant donné que l'on utilise
 5 une règle objective.

On fait la somme des enregistrements spectraux obtenus à partir de plusieurs battements cardiaques par ailleurs consécutifs et acceptables, pour obtenir un spectre de moyenne d'ensemble pour le patient. On calcule la moyenne d'ensemble
 10 à l'aide de la formule :

$$E(f,t) = \sum_{n=1}^K E(f,t,n)/K$$

dans laquelle : E est l'amplitude DFT à f, t, n ;
 15 f est la fréquence ;
 t est le temps (mesuré sur 280 intervalles de 2,5 msec. après l'onde R de l'ECG) ;
 n est le numéro d'ordre du spectre cardiaque ;
 et

20 K est le nombre des spectres dans la moyenne d'ensemble (habituellement 15 à 20).

Quinze à vingt spectres individuels fournissent une moyenne stable représentative de l'état du patient. Si l'on fait la moyenne de moins de 15 spectres, il peut en résulter un
 25 diagnostic incorrect, étant donné que la variance de la moyenne risque d'être trop grande. Si l'on utilise plus de 20 spectres, on constate une faible amélioration, et il peut en résulter une certaine réduction de la valeur du diagnostic. En effet, les spectres deviennent irréguliers à cause de
 30 la fatigue du technicien qui déplace le scanographe, ou à cause de modifications du patient dues à la longueur de l'examen. Une moyenne de 20 spectres est préférable.

On fait la moyenne de spectres acceptables consécutifs pour éviter d'introduire une distorsion due à la sélection
 35 arbitraire des spectres.

Une estimation du spectre de puissance réel du signal Doppler (obtenue en effectuant une transformation de Fourier discrète (DFT)) est sujette à erreur statistique. On peut

étudier analytiquement le comportement de cette erreur en déduisant sa variance. Oppenheim et Schafer ont montré que pour un procédé aléatoire gaussien :

$$\begin{aligned} \text{Var } [\hat{P}(f)] &= P(f) \{1 + (\sin 2 fN)/(N \sin 2 f)\} \\ &= P(f) \{1 + \frac{\text{sinc}(2 fN)}{\text{sinc}(2 f)}\} \end{aligned}$$

où : $P(f)$ est la densité spectrale de puissance estimée (périodogramme) en fonction de la fréquence f

$P(f)$ est la densité spectrale de puissance réelle (sous-jacente) à partir de laquelle les estimations observées $[\hat{P}(f)]$ sont engendrées

N est le nombre de points de données dans la DFT

$$\text{sinc}(x) = \sin(x)/x.$$

Le signal Doppler doit être gaussien étant donné qu'il est produit par un nombre assez grand de diffuseurs aléatoires (cellules sanguines). Comme :

$$\lim_{N \rightarrow \infty} \text{Var } [P(f)] = P(f),$$

$$N \rightarrow \infty$$

l'erreur de l'estimation ne converge pas vers zéro à mesure que le nombre d'échantillons, N , augmente (c'est-à-dire qu'il ne s'agit pas d'une estimation "cohérente"). On peut cependant obtenir une amélioration en faisant la moyenne d'estimations successives. En particulier, Welch a montré que :

$$\text{Var } [\hat{P}(f)] = P(f)/K \text{ (si } N \text{ est assez grand)}$$

où : K est le nombre de moyennes spectrales.

Comme la variance de l'estimation, à chaque fréquence, est égale au spectre de puissance réel à cette fréquence si l'on n'effectue aucune moyenne ($K = 1$), la DFT peut différer notablement du spectre sous-jacent réel à moins que l'on utilise une moyenne. Une variance de la nature constatée ici signifie que le spectre réel est compris entre 0 et deux fois celui de l'estimation qui est mesurée.

La réduction de variance fait la moyenne de spectres de 20 cycles cardiaques acceptables successifs, à des instants identiques par rapport à chaque onde R. La taille du fichier de données résultant, même s'il ne représente que le 1/20 des données brutes, est telle que la mémoire à disque ne peut encore conserver de données que pour onze patients environ.

Une nouvelle compression de données est nécessaire, et on va l'expliquer.

Le progiciel ARTHUR, qui est fourni par l'Université de Washington, est utilisé comme base de sous-programmes pour effectuer de la reconnaissance de formes. Ce progiciel fournit le logiciel nécessaire pour aborder le problème général posé par la reconnaissance des formes dans des données stochastiques, lorsqu'on ne sait rien ou presque rien de la forme des densités de probabilité sous-jacentes. On met en oeuvre un système de gestion de base de données pour organiser les grandes quantités de données qui sont mises en jeu.

L'approche reconnaissance des formes est basée sur l'utilisation de données représentant des états connus de la nature (maladie par exemple) pour "entraîner" un système de classification. On utilise ensuite cette "base de données de formation" pour mettre au point une règle de décision, que l'on utilise pour classer des données inconnues.

La base de données de formation, qui est fournie par l'Université de Washington et la Washington Research Foundation, se compose de données provenant d'artères malades et normales. Des patients considérés comme souffrant d'artériopathie ont été évalués indépendamment par artériographie de contraste (angiographie), qui a fourni une estimation du pourcentage de réduction de diamètre à partir de la moyenne de mesures indépendantes prises par deux radiologues mais lues par un seul d'entre eux. L'estimation utilisée était :

$$\% \text{ de sténose} = 100 \times \left(1 - \frac{\text{diamètre du vaisseau non bouché}}{\text{diamètre total du vaisseau}} \right)$$

L'âge des patients malades allait de 38 à 82 ans, avec une médiane de 61 (moyenne = 61,7). On a obtenu des données normales à partir de sujets qui étaient présumés non malades en raison de l'absence de symptômes et de bruits. Leur âge s'échelonnait de 21 à 43 ans, avec un âge médian de 27 (moyenne = 28,5). La base de données de formation comprend des données comprimées de spectres de moyenne d'ensemble de chaque état connu et les données du signal Doppler à ultrasons complets sont disponibles pour une validation croisée

ou une étude élargie, si nécessaire.

La base de données de formation ne sera probablement jamais réassemblée étant donné que l'artériographie de contraste n'est pas régulièrement prescrite en raison des risques qu'elle présente. Avec la suprématie des techniques de diagnostic par ultrasons et autres techniques non envahissantes, les médecins se refusent à autoriser une artériographie de contraste qui impose aux patients des risques semblables à une opération chirurgicale.

Les états pathologiques qui sont identifiables à l'intérieur des données Doppler sont considérés comme catégoriels, plutôt que continus. S'ils sont catégoriels, l'approche de diagnostic : (1) reconnaît que des groupements naturels peuvent exister dans les données (par exemple, normal ou malade), (2) permet une estimation de la probabilité d'erreur de classification, et (3) réduit le problème d'erreur dans les lectures individuelles des artériogrammes en cherchant un groupage naturel des spectres correspondant à un état particulier des données, plutôt qu'en cherchant une variation prévisible d'une façon régulière à mesure que la sténose augmente. Des erreurs peuvent résulter, dans les spectres individuels, d'incertitudes inhérentes sur le diamètre du vaisseau non bouché, même avec la mesure par artériographie de contraste. Les estimations de la sténose sont basées sur des images planes d'une lésion tridimensionnelle irrégulière à l'intérieur du vaisseau. Une étude récente indique que des taux de désaccord entre radiologues de 17,5 % peuvent se produire quand on utilise l'artériogramme pour identifier un état pathologique comme une sténose à 0 %, 1-9 %, 10-49 %, 50-99 %, ou 100 %, ou de 12,5 % quand on identifie un état pathologique comme une sténose à 0 %, 1-20 % ou 21-99 %. Ces variations sont réduites avec une méthodologie catégorielle de reconnaissance des formes, qui cherche tout simplement un groupage étant donné que les tendances majeures sont reconnaissables même si de fins détails peuvent échapper à l'observation.

Les données du patient sont classées selon une série hiérarchique de décisions binaires séparées, selon l'un des

schémas suivants :

A

Pour un vaisseau qui n'est pas complètement bouché,
Décider s'il est normal ou malade ;

5 S'il est malade, décider si la sténose est supérieure
ou inférieure à 50 % ;

Si la sténose est inférieure à 50 %, décider si elle
est supérieure ou inférieure à 20 %.

B

10 Pour un vaisseau qui n'est pas complètement bouché,
Décider s'il est normal ou malade (partiellement bouché) ;
S'il est malade, décider si l'occlusion est supérieure
ou inférieure à 50 % ;

Si l'occlusion est inférieure à 50 %, décider si l'occlu-
15 sion est supérieure ou inférieure à 35 % ;

Si l'occlusion est inférieure à 35 %, décider si l'occlu-
sion est supérieure ou inférieure à 15 %.

Le cas échéant, on peut réaliser une division en caté-
gories plus fines.

20 La décision initiale doit être : le vaisseau est-il
ouvert ou complètement bouché (occlus) ?, étant donné qu'une
erreur de diagnostic forcée se produira si le vaisseau est
bouché et ne laisse apparaître aucun écoulement. La hiérarchie
de la décision ultérieure présume un écoulement dans le vais-
25 seau et impose les décisions ultérieures. On procède à la
détermination initiale (ouvert ou bouché) en observant un
signal d'écoulement dans l'artère carotide interne ainsi
que dans l'artère carotide primitive proche. Si un écoulement
est détecté dans la carotide interne, on peut utiliser pour
30 le diagnostic le dispositif informatique de reconnaissance
des formes. Si aucun écoulement n'est détecté, c'est que
le vaisseau est complètement bouché, et le technicien pose
le diagnostic sans utiliser la reconnaissance des formes
spectrales.

35 Quand on comprime les données mises à la moyenne, on
peut extraire les informations essentielles nécessaires pour
une analyse réussie de reconnaissance des formes. Ces "infor-
mations essentielles" se composent d'estimateurs d'emplacement

et d'échelle pour les spectres Doppler, qui sont des indicateurs d'une fréquence à l'intérieur du signal et de l'étalement du spectre associé à cette fréquence caractéristique.

Pour entamer la compression de données, il faut trouver
5 dans les parasites reçus avec le signal rétrodiffusé, un signal Doppler représentatif de l'écoulement sanguin (et indicatif du degré de sténose). Un algorithme permettant de remplir cette fonction a été mis au point et à l'épreuve sur des données cliniques. Cet algorithme permet de trouver
10 la fréquence de mode (amplitude maximale) du signal Doppler, après utilisation d'une statistique d'ordre croissant ou décroissant pour trouver la région du spectre contenant le signal. La statistique d'ordre croissant ou décroissant résiste à des parasites à bande passante étroite de grande
15 amplitude (artéfact de paroi par exemple). La fréquence d'amplitude maximale pour la moyenne spectrale détermine la fréquence de mode de signal permettant d'extraire des 280 intervalles de temps de la moyenne d'ensemble le signal de contour caractéristique d'amplitude en fonction du temps. Autrement
20 dit, pour chaque intervalle de temps dans le cycle cardiaque enregistré dans les données de variation de fréquence Doppler, on utilise l'amplitude de la fréquence d'amplitude maximale pour définir le contour de signal de mode en trouvant l'amplitude du signal à cette fréquence dans chacun des 280 inter-
25 valles de temps (pixels) d'un bout à l'autre du spectre.

On détermine la fréquence d'amplitude maximale en traçant une courbe de l'amplitude en fonction de la fréquence à partir des données de variation de fréquence Doppler. En tant que telles, l'amplitude maximale et sa fréquence correspondante
30 sont faciles à extraire.

Il est commode d'estimer l'échelle ou la largeur du signal d'écoulement de variation de fréquence Doppler pour le contour caractéristique en ajustant des contours à 3 db (les points de demi-puissance du signal) et à 9 db du contour
35 de signal de mode. On améliore les estimations du contour de signal de mode et du contour d'étalement en utilisant dans le calcul un filtre de médiane courante. Cette approche s'est révélée insensible à la plupart des cas d'artéfacts

de paroi, de bruits de fond, et d'interférences de canal en quadrature. Bien entendu, on peut utiliser d'autres techniques de mise à l'échelle ou d'élargissement.

Etant donné que l'information d'écoulement en fin de diastole est susceptible d'être intéressante dans l'analyse, on a besoin d'une méthode d'obtention de cette information à partir du spectre de moyenne d'ensemble. La méthode doit être insensible aux intervalles R-R, variant largement, qui sont observés entre des patients différents. Mais, en incluant 100 msec. de données précédant immédiatement chaque spectre d'onde R acceptable dans la moyenne d'ensemble, on peut aisément inclure l'information de fin de diastole, dans les contours comprimés représentatifs de la bande passante de fréquence et d'amplitude des données de variation de fréquence Doppler complètes.

Les données comprimées (fig. 3) comprennent cinq lignes de contour représentant l'amplitude Doppler en fonction du temps pour chaque fréquence. La ligne de contour centrale 100 (fig. 3) représente la fréquence médiane ou fréquence de signal de mode qui représente le mieux l'écoulement sanguin au centre du vaisseau. La paire de lignes ou de "contours d'échelle" 200 ou 300 entourant immédiatement le contour de signal de mode 100 signale les points à 2 db, et la paire extérieure extrême 400 et 500 représente les points à 9 db par rapport au mode. Ces contours compriment les données à 1400 octets par emplacement ($[4 \text{ contours} + 1 \text{ mode}] \times [280 \text{ intervalles de temps}] = 1400 \text{ octets}$). On obtient une nouvelle réduction de données de vingt à un. Les données comprimées pour plusieurs centaines de patients peuvent s'adapter sur un seul disque, ce qui facilite l'analyse des données.

Le système de reconnaissance des formes permet de comparer des caractéristiques de trois types généraux : (1) celles qui font intervenir des relations avec le temps de la forme d'onde de vitesse ; (2) celles qui font intervenir la largeur du spectre en des points choisis à l'avance le long du cycle cardiaque ; et (3) celles qui font intervenir une décomposition de fréquence de la forme d'onde de fréquence moyenne

estimée. La forme d'onde de fréquence moyenne ou la ligne de contour de mode est analysée dans une transformation de Fourier discrète à fenêtre pour extraire les composantes de fréquence Doppler principales entre 1 et 20 Hz. Quatre-vingt-quatorze caractéristiques ont été initialement identifiées comme des caractéristiques potentielles pour comparaison, et sont décrites dans le tableau I.

TABLEAU I

Caractéristiques potentiellement importantes de reconnaissance des formes

10

On a mis à l'échelle ou transformé certaines de ces caractéristiques, à l'aide de fonctions logarithmiques ou de puissance, pour obtenir les caractéristiques utilisées effectivement dans les équations discriminantes.

15

I. Artère carotide primitive proche

- (1) Aire sous la forme d'onde d'écoulement moyenne
- (2) $\cos(\theta)$
- (3) $\sin(\theta)$
- (4) Aire sous le pic systolique/ $\cos(\theta)$ \pm intervalles de 15 msec.

20

A. Caractéristiques de fréquence de mode

- (5) Fin de diastole (50 msec. avant l'onde R de l'ECG)
- (6) Pic systolique
- (7) Premier point de pente zéro après le pic systolique
- (8) Encoche dicrotique
- (9) Diminution de fréquence du pic systolique au premier point de pente zéro après le pic systolique/ $\cos(\theta)$

25

B. Caractéristiques de débit diastolique

- (10) 125 msec. après l'encoche dicrotique/ $\cos(\theta)$
- (11) 50 msec. après l'onde R/ $\cos(\theta)$
- (12) Fréquence d'amplitude maximale dans la transformation de Fourier discrète à fenêtre (WDFT) entre harmoniques 4 et 9
- (13) Fréquence d'amplitude maximale dans la WDFT entre les harmoniques 5 et 9
- (14) Fréquence d'amplitude maximale dans la WDFT entre les harmoniques 6 et 9
- (15) Rapport de Pourcelot

35

- (16) Fréquence systolique de mode/fréquence de début de diastole de mode
- C. Caractéristiques reflétant la présence ou l'absence d'une "fenêtre systolique"
- 5 (18) Fréquence maximale inférieure à 3 db entre $t =$ (systole - 30 msec.) et $t =$ (systole + 50 msec.)
- (19) Fréquence maximale inférieure à 9 db entre $t =$ (systole - 30 msec.) et $t =$ (systole + 50 msec.).
- D. Caractéristiques d'information de phase (annoncées)
- 10 (20) Phase du second harmonique
- (21) Phase du troisième harmonique
- (22) Phase du quatrième harmonique
- E. Caractéristiques basées sur un élargissement spectral
- (Pour les contours de ± 3 db et ± 9 db, respectivement)
- 15 (23-26) Fin de diastole
- (27-30) Systole
- (31-34) Premier point de pente zéro après le pic systolique
- (35-35) 100 msec. après la systole
- 20 (39-42) Systole/cos (θ)
- (43-46) 75 msec. après la systole/cos (θ)
- (47-50) 100 msec. après la systole/cos (θ).
- II. Caractéristiques de la carotide interne proche
- (1) Aire sous la forme d'onde d'écoulement moyenne
- 25 (2) Cos θ
- (3) sin θ
- (4) Aire sous le pic systolique/cos (θ) \pm intervalles de 15 msec.
- A. Caractéristiques de valeur de mode
- 30 (5) Fin de diastole (50 msec. avant l'onde R de l'ECG)
- (6) Pic systolique
- B. Caractéristiques maximales
- (7) Fréquence 3 db de crête
- (8) Fréquence 9 db de crête
- 35 (9) Degré de décélération suivant la systole/cos (θ)
- (10) Energie de l'amplitude maximale entre les harmoniques 5 et 9
- (11) Fréquence d'amplitude minimale dans la WDFT de 2

au maximum précédent

- (12) Rapport de Pourcelot = (systole - 1er point de pente zéro)/moyenne), en utilisant la forme d'onde de mode
- 5 (13) Rapport = (systole - 1er point de pente zéro)/systole), en utilisant la forme d'onde de contour de 9 dB supérieure
- (14) Rapport = (systole, en utilisant la forme d'onde moyenne estimée)/fin de diastole, en utilisant
- 10 la forme d'onde de 9 dB supérieure

C. Caractéristiques reflétant la présence ou l'absence d'une "fenêtre systolique"

- (15) Fréquence maximale 3 db inférieure entre t = (systole - 30 msec.) et t = (systole + 50 msec.)
- 15 (16) Fréquence maximale 9 db inférieure entre t = (systole - 30 msec.) et t = (systole + 50 msec.)

D. Caractéristiques basées sur un élargissement spectral

(Pour les contours de ± 3 dB et ± 9 dB, respectivement).

- (17-20) Fin de diastole (50 msec. avant l'onde R)
- 20 (21-24) Pic systolique
- (25-28) 50 msec. après le pic systolique
- (29-32) 100 msec. après le pic systolique
- (33-36) Pic systolique/cos (θ)
- (41-41) 100 msec. après le pic systolique/cos (θ)
- 25 où θ est l'angle formé par le faisceau Doppler avec l'axe du vaisseau.

Pour les caractéristiques faisant intervenir des relations avec le temps, on a encore comprimé le spectre de moyenne de l'ensemble de 5 contours en un seul contour moyen

30 pondéré, les poids étant affectés en fonction des amplitudes relatives du contour en question, selon la formule :

$$f(t) = \{m(t) + 2 [U_1(t) + L_1(t)] + b[U_2(t) + L_2(t)]\} / (1 + 2 [a + b])$$

dans laquelle :

- 35 m(t) est le mode spectral au temps t ;
- $U_1(t)$ est la fréquence 3 dB supérieure au temps t ;
- $L_1(t)$ est la fréquence 3 db inférieure au temps t ;
- $U_2(t)$ est la fréquence 9 dB supérieure au temps t ;

$L_2(t)$ est la fréquence 9 dB inférieure au temps t ;

$a = 10^{-3/20}$; et

$b = 10^{-9/20}$.

On a situé le pic systolique et la première inflexion du
5 pic systolique à l'aide de la première dérivée lissée médiane
du contour 100 de fréquence (ou de mode) d'amplitude maximale.
On a lissé ce contour selon la méthode de Mosteller et Tukey.

Pour les caractéristiques faisant intervenir la largeur
du spectre, on a mesuré la largeur du contour de mode au
10 contour d'échelle voulu et on en a fait la moyenne pour une
fenêtre de $\pm 12,5$ msec. (5 intervalles) centrée sur le temps
spécifié.

Comme le dispositif de reconnaissance des formes pondère
les caractéristiques de façon linéaire, il est important
15 de transformer de façon non linéaire les "caractéristiques
brutes" (celles qui sont choisies dans le tableau I) pour
tenter de porter au maximum leur efficacité dans les équations
discriminantes linéaires. Par conséquent, on a calculé des
fonctions exponentielles et de puissance des caractéristiques
20 de base, et on a tracé les courbes correspondantes pour vé-
rifier leur linéarité. Pour la commodité et la simplicité de
la présente invention, on a utilisé une régression linéaire
pas à pas pour sélectionner les caractéristiques, et cette
méthode s'est révélée adéquate dans la mesure où les carac-
25 téristiques sélectionnées contiennent des informations uniques
et non des informations redondantes.

On a remis à l'échelle les caractéristiques pour obtenir
une variance nulle de la moyenne et des unités. Par analyse
discriminante pas à pas des 94 caractéristiques, on a opéré
30 une classification des vaisseaux connus dans la base de don-
nées (ensemble de formation) en utilisant la meilleure combi-
naison de 5 caractéristiques sélectionnées parmi les 94 pour
chaque décision hiérarchique. Ensuite, on n'utilise que ces
5 caractéristiques pour diagnostiquer le degré de sténose
35 à partir de la moyenne d'ensemble d'un patient. Les 5 carac-
téristiques utilisées pour chaque décision hiérarchique (à
savoir normal ou malade ; sténose supérieure ou inférieure
à 50 %, etc.) sont sélectionnées séparément par l'analyse

discriminante parmi l'ensemble des 94 caractéristiques d'origine, par rapport aux données des états artériels connus. Bien entendu, on pourrait utiliser d'autres caractéristiques ou des caractéristiques supplémentaires, sélectionnées de façon différente. On préfère utiliser 5 caractéristiques car elles semblent fournir un haut degré de précision. On obtient un équilibre assez acceptable pour que chaque caractéristique soit significative, sans que soient introduites des caractéristiques relativement peu significatives ou redondantes. Bien que la méthode puisse être orientée dans un sens ou dans l'autre par la sélection de caractéristiques sur la base de cette analyse discriminante, l'évidence empirique montre que ce format représente un outil extrêmement précis, automatique et objectif pour diagnostiquer correctement la sténose des artères carotides.

Les caractéristiques préférées sélectionnées pour chaque décision sont :

TABLEAU II

1. Normal ou malade
 - 20 . \ln (de la valeur de l'écoulement moyen de début de diastole dans l'artère carotide primitive/ $\cos \theta$)
 - . - [variation post-systolique de fréquence/ $\cos \theta$]⁴ au niveau de l'artère carotide primitive
 - 25 . \ln (mode de la forme d'onde DFT) au niveau de l'artère carotide interne
 - . (point 9 dB inférieur de la forme d'onde)⁴ au niveau de l'artère carotide interne
 - . \ln (écoulement moyen de fin de diastole/ $\cos \theta$) au niveau de l'artère carotide primitive
- 30 2. Sténose supérieure ou inférieure à 50 %
 - . [fréquence 9 dB de crête]² au niveau de l'artère carotide interne
 - . [fréquence 9 dB inférieure maximale entre ± 50 msec. du pic systolique]⁴ au niveau de l'artère carotide interne
 - 35 . -[variation post-systolique de fréquence/ $\cos \theta$] au niveau de l'artère carotide interne
 - . \ln [premier minimum de la forme d'onde DFT] au niveau

- de l'artère carotide interne
 . [largeur 9 dB supérieure 50 msec. après la systole]⁴
 au niveau de l'artère carotide interne
3. Sténose supérieure ou inférieure à 35 %
- 5 . fréquence 9 dB de crête au niveau de l'artère carotide interne
 . ln [fréquence 125 msec. avant l'encoche dicrotique de l'artère carotide primitive]
 . ln [variation de la fréquence systolique au niveau de l'artère carotide interne/cos θ]
- 10 . ln [forme d'onde DFT 9 dB inférieure] au niveau de l'artère carotide interne
4. Sténose supérieure ou inférieure à 15 %
- 15 . ln [aire située sous le pic pour la période $\pm 37,5$ msec. autour de la systole] au niveau de l'artère carotide primitive
 . ln [fréquence 9 dB de crête] au niveau de l'artère carotide interne
 . fréquence 9 dB de crête au niveau de l'artère carotide interne
- 20 . largeur 9 dB supérieure 125 msec. après la diastole au niveau de l'artère carotide primitive
 . ln [largeur 3 dB inférieure 125 msec. après la diastole] au niveau de l'artère carotide interne
- 25 5. Sténose supérieure ou inférieure à 20 %
 . ln [aire située sous le pic pour la période $\pm 35,5$ msec. autour de la systole] au niveau de l'artère carotide primitive
 . ln [fréquence 9 dB de crête] au niveau de l'artère carotide primitive
- 30 . fréquence 9 dB de crête au niveau de l'artère carotide interne
 . largeur 9 dB inférieure 100 msec. après la systole au niveau de l'artère carotide primitive
- 35 . ln [mode de la forme d'onde DFT] au niveau de l'artère carotide primitive.

Cette détermination de 20 % de sténose est apparemment assez précise si l'on utilise un essai redondant en ce qui

concerne la fréquence 9 dB de crête.

S'il est souhaitable de déterminer si la sténose vasculaire est supérieure ou inférieure à 80 %, les caractéristiques préférées sont :

- 5 6. Sténose supérieure ou inférieure à 80 %
 - . ln [largeur 9 dB supérieure, à la systole] au niveau de l'artère carotide interne
 - . ln [fréquence 3 dB maximale entre ± 50 msec. du pic systolique] au niveau de l'artère carotide interne
 - 10 . ln [premier moment du pic systolique/fréquence 9 dB supérieure 125 msec. après la diastole] au niveau de l'artère carotide primitive.
 - . ln [mode de la forme d'onde DFT] au niveau de l'artère carotide interne.

- 15 On utilise une méthode de résolution hyperplane de la reconnaissance des formes basée sur l'analyse de régression linéaire dans le logiciel ARTHUR. La méthode préférée selon Pietrantonio et Jurs (généralement connue sous le nom de Pjurs) consiste à minimiser de façon itérative la fonction :

$$20 \quad |Y - \tanh(W_0 + \sum_{i=1}^K w_i X_i)|$$

dans laquelle

$Y = +1$ si l'on sait que les données se trouvent dans la catégorie 2

25 $= -1$, si l'on sait que les données se trouvent dans la catégorie 1

Y = catégorie prédite

K = nombre de caractéristiques

w_i = poids de la caractéristique

X_i = valeur mesurée de la caractéristique i

30 w_0 = constante.

- Pour s'assurer un plus haut degré de précision, on utilise une validation croisée. La validation croisée consiste à diviser la base de données de formation en deux sous-ensembles pour chaque catégorie de sténose expérimentée,
- 35 à "entraîner" ou former le classificateur sur la base d'un sous-ensemble, puis à réessayer la règle de décision du classificateur en utilisant le classificateur sur le second sous-ensemble de données. On a choisi un nombre choisi au hasard

des données spectrales comprimées, comprenant 50 % environ de la base de données, à chaque itération du processus de validation croisée, dans un système de validation croisé dit "demi-échantillon plus complément". On a restreint les sous-ensembles pour éviter de surestimer la véritable précision de la règle de classification, comme cela pourrait se produire si le sous-ensemble choisi représentait une partie plus importante de la base de données.

La précision estimée du classificateur obtenu avec ce procédé de validation croisée est le pourcentage moyen correct dans les ensembles d'essai. A chaque décision dans la hiérarchie du format A, le pourcentage correct était de 97 % pour la première décision (normal ou malade), de 95 % pour la deuxième décision (sténose supérieure ou inférieure à 50 %), et de 84,3 % pour la troisième décision (sténose supérieure ou inférieure à 20 %). On a utilisé la somme des 5 caractéristiques pondérées pour déterminer le repère discriminant de chaque décision.

Le système de classification actuellement utilisé passe par quatre décisions binaires séparées dans un ordre hiérarchique, à savoir :

- (1) Décider si le vaisseau est normal ou malade ;
- (2) s'il est malade, décider si la sténose est supérieure ou inférieure à 50 % ;
- (3) si la sténose est inférieure à 50 %, décider si elle est supérieure ou inférieure à 35 % ; et
- (4) si la sténose est inférieure à 35 %, décider si elle est supérieure ou inférieure à 15 %.

On établit de la sorte six catégories, à savoir :

- (1) Vaisseau non malade, (2) sténose de 0 à 15 %, (3) sténose de 16 à 35 %, (4) sténose de 36 à 50 %, (5) sténose de plus de 50 %, et (6) vaisseau complètement bouché (sténose de 100 %). Ces catégories sont arbitraires pour les divisions intermédiaires, et ont été choisies sur la base de l'étendue des données obtenues à partir d'artériographies, et du désir d'obtenir une finesse relativement grande d'évaluation de la progression de la maladie. On pourrait établir d'autres points de rupture, tel que le format 0-20, 20-50 et plus de 50 %,

déjà exposé. La démarcation entre une sténose supérieure ou inférieure à 15 % donne un avertissement précoce de la progression dangereuse de la maladie. Le radiologue a posé le premier diagnostic évalué à 15 % d'occlusion ou moins, aussi ce point est-il la première étape de la progression du mal qui peut être obtenue avec cette base de données.

Mais l'essai ultime des performances du classificateur consiste à évaluer les données de patients souffrant d'une sténose connue, mais dont les données n'ont pas été utilisées dans la conception du classificateur. Les patients d'essai analysés pour essayer le classificateur se composaient de neuf volontaires, qui étaient présumés normaux, et de 95 patients atteints d'une artériopathie extracranienne évaluée par angiographie. Dans l'ensemble du groupe, il y avait 170 côtés convenant à l'étude. Les 38 autres côtés n'ont pas été inclus dans l'analyse pour les raisons suivantes : (1) 16 côtés présentaient une occlusion de l'artère carotide interne ; (2) 12 côtés avaient subi une endartériectomie avant l'étude aux ultrasons ; et (3) 10 côtés ont été perdus à cause d'une défaillance mécanique du dispositif d'enregistrement des données.

On a procédé à un essai en double aveugle dans lequel le radiologue, qui lisait les artériogrammes de contraste biplans, n'était pas au courant du diagnostic fourni par l'analyse informatique, et le technicien Doppler n'était pas au courant du diagnostic du radiologue.

On a calculé la statistique Kappa telle qu'elle est utilisée par Cohen, Fleiss et Langlois, pour mesurer le degré d'accord entre deux spécialistes évaluant indépendamment la base de données. Compte tenu du hasard dans le diagnostic ou la décision, la formule devient :

$$Kappa = (p_o - p_e) / (1 - p_e)$$

où p_o est la probabilité d'accord observée et p_e est l'accord qui interviendrait sur la base du seul hasard. La quantité $1 - p_e$ mesure le degré d'accord qui peut être obtenu par rapport et au-delà de celui qui serait prédit du simple fait du hasard. Le degré d'accord effectivement atteint en plus du hasard est égal à $p_o - p_e$. Si l'accord observé est

supérieur ou égal à l'accord résultant du hasard, Kappa sera supérieur ou égal à zéro, une valeur maximale de + 1 correspondant à un accord parfait. De même, si l'accord observé est inférieur à l'accord résultat du hasard, la valeur de Kappa sera négative. Aux fins de ce calcul, on a supposé que la taille de l'échantillon était grande. D'après les résultats empiriques, cette hypothèse semble acceptable.

L'accord entre les résultats de l'ordinateur et l'angiographie était de 96,5 % (164/170) pour la décision normal ou malade, de 93 % (158/170) pour la décision sténose supérieure ou inférieure à 50 %, et de 93 % (158/170) pour la décision sténose supérieure ou inférieure à 20 %. Des 29 côtés normaux, 27 (93 %) ont été correctement classés. Les deux autres côtés ont été classés dans la catégorie 1-20 %, et provenaient tous deux des sujets présumés normaux (âgés de 17 et 34 ans), qui en fait n'avaient jamais subi d'angiographie de contraste. Par conséquent, ils pouvaient effectivement souffrir d'une sténose mineure.

Des 54 côtés classés dans la catégorie 10 à 20 % de sténose, 44 (81,5 %) ont été correctement classés. Des 10 côtés restants, 4 ont été classés comme normaux et 6 dans la catégorie 21-50 %. Des 37 côtés classés dans la catégorie 21-50 %, 29 (78 %) ont été correctement classés. Des 8 côtés restants, 5 ont été mal classés dans la catégorie 1 à 20 %, et 3 dans la catégorie 51 à 99 % (pour tous les trois, on avait diagnostiqué par angiographie une réduction de diamètre de 50 %). Des 50 côtés classés dans la catégorie 51 à 99 %, 41 (82 %) ont été correctement classés. Des 9 côtés restants, 1 a été mal classé dans la catégorie 1 à 20 %, et 8 dans la catégorie 21 à 50 %.

La précision globale de la classification informatique par catégorie était de 83 % (141/170). La sensibilité de la méthode ou la faculté de reconnaître la présence de la maladie était de 97 % (137/141) et la spécificité de 93 % (27/29). Le degré d'accord entre la reconnaissance des formes et l'angiographie, mesuré par la statistique Kappa, était : $K = 0,769 \pm 0,039$ (erreur type).

Seize côtés, atteints d'occlusion d'après l'angiographie,

ont été omis. Le diagnostic d'une occlusion a été reconnu par l'absence de signal dans l'artère carotide interne, excluant ainsi une analyse par ordinateur. En aucun cas, un signal n'a été soumis à l'analyse par ordinateur quand l'artère
5 avait été dite occluse d'après l'angiographie, étant donné que le classificateur ne pouvait que trouver un certain écoulement dans le vaisseau. Mais aucun vaisseau n'a été omis dans l'analyse par ordinateur du simple fait qu'une occlusion avait été diagnostiquée au scanographe Duplex mais pas par
10 angiographie.

On peut éventuellement ajouter à la hiérarchie de décision la décision vaisseau complètement bouché ou vaisseau ouvert, en effectuant la recherche par ordinateur pour un signal de variation de fréquence Doppler dans l'artère carotide interne. De la sorte, toutes les décisions seraient
15 prises par l'ordinateur, et aucun jugement ne serait laissé au technicien.

Comme la variation de fréquence due à l'effet Doppler est directement proportionnelle au cosinus de l'angle Doppler par rapport à l'écoulement sanguin, on ne peut procéder à
20 un calcul de la vitesse d'écoulement que lorsque cet angle Doppler est connu. La calcification de la paroi et des variations anatomiques (dont on sait qu'elles modifient toutes deux le signal d'écoulement) sont faciles à évaluer par l'imagerie en mode B.
25

Un appareil Doppler à impulsions, par déclenchement périodique entre bornes, permet d'interroger l'écoulement à des profondeurs spécifiques le long de l'axe du faisceau. L'expérience clinique antérieure a montré qu'un scanographe
30 ayant un point focal situé à environ 2 cm au-dessous de la surface de la peau convient pour étudier les artères carotides. D'autre part, un petit volume d'échantillon par rapport au diamètre du vaisseau permet l'échantillonnage de l'écoulement à partir d'un emplacement central, ce qui permet d'éviter
35 les gradients de vitesse près de la paroi du vaisseau. Le scanographe avait une distance focale de 25 mm, et on utilisait un volume d'échantillon de 3 mm^3 à son foyer pour obtenir la limite de résolution voulue. L'image du scanographe

permettait d'établir des repères anatomiques utilisés pour la normalisation des emplacements d'échantillonnage. Ces repères étaient essentiels pour comparer les états de patients différents ou pour comparer des études successives sur le même patient.

Etant donné que dans le procédé de classification préféré il n'a pas été choisi de caractéristiques provenant des artères carotides internes éloignées ou de l'artère carotide primitive haute (qui serait sujette à erreur de classification, si elle était sélectionnée), les seules données que l'on a réellement besoin de recueillir de chaque patient peuvent être réduites aux données de variation de fréquence Doppler de l'artère carotide primitive basse (2 cm environ au-dessus de la ligne de partage) et de l'artère carotide interne proche, au lieu des données provenant des quatre emplacements qui ont été utilisés dans les expériences de la présente invention. Ainsi, les données peuvent être comprimées encore davantage.

S'il présente plusieurs avantages sur les autres systèmes, le format de données comprimées utilisé dans la présente invention peut ne pas être le meilleur. Ce système permet : (1) une évaluation sensible des variations rapides qui se produisent dans le signal Doppler avec le temps ; (2) une interprétation aisée du spectre ; (3) une représentation adéquate de l'asymétrie habituelle de la densité spectrale du signal ; (4) une façon sûre de suivre le signal en présence de parasites en bande large et en bande étroite, d'intensité variable ; (5) une réduction de données suffisante pour faciliter la mise en mémoire, le traitement et l'analyse ; et (6) des données adéquates pour l'extraction et l'identification de caractéristiques instructives nécessaires à une bonne différenciation de l'état d'avancement de la maladie.

Une forme d'onde type pour l'écoulement sanguin dans l'artère carotide primitive proche d'une artère carotide interne normale se caractérise par un pic systolique prononcé, pointu et étroit, avec peu ou pas d'encoches dans la phase de décélération, et une circulation diastolique

à pic prononcé. Une forme d'onde type pour l'écoulement sanguin dans l'artère carotide primitive proche d'une artère carotide interne très peu atteinte révèle un pic systolique beaucoup plus bas, plus large et "arrondi", une encoche marquée au début de la phase de décélération, et une circulation diastolique plus amortie. Ces différences générales peuvent être analysées catégoriellement, évaluées et classées avec le format de données comprimées et de reconnaissance de formes selon la présente invention. La première décision (normal ou malade) et la deuxième (sténose supérieure ou inférieure à 50 %) semblent importantes pour prendre une décision sur le traitement du patient. Mais les raisons qu'il y a à définir d'autres catégories de sténose sont moins évidentes. Un point de décision au premier niveau (15 ou 20 % d'occlusion) était initialement basé sur : (1) la nécessité de graduer la maladie mieux que par une sténose simplement supérieure ou inférieure à 50 %, pour permettre une évaluation de la progression du mal ; (2) le fait évident que l'accord entre radiologues lisant les mêmes artériographies est meilleur au niveau de 20 % qu'au niveau de 10 % ; et (3) le fait qu'un minimum naturel se présentait dans la répartition de la base de données de formation au niveau de 20 %. Accroître la taille de la base de données peut permettre une meilleure gradation dans la catégorie de 51 à 99 %. Bien qu'une meilleure discrimination soit possible dans la catégorie de 51 à 99 %, il ne semble pas réaliste d'affiner encore le programme de façon à distinguer des variations de 15 % environ en plus ou en moins, compte tenu du manque de précision de l'interprétation des artériogrammes réels.

Dans les expériences réelles, on s'est efforcé d'évaluer l'importance du technicien pour l'obtention d'un diagnostic correct quant au degré de sténose. Les essais de la présente invention consistent à prélever des données Doppler à ultrasons sur le même patient dans trois hôpitaux différents, et à analyser ces données [obtenues par des techniciens différents] avec l'ordinateur numérique dans le système de reconnaissance de formes qui est décrit dans cette invention. On a constaté que dans environ 90 % des cas, les diagnostics par ordinateur

sont les mêmes ou se retrouvent dans la même catégorie. Autrement dit, si nous classons le degré de sténose dans la catégorie de 36 à 50 % d'occlusion, dans 90 % des cas un technicien d'un autre hôpital participant à l'essai trouvera que le degré de sténose est de 15 à 35 %, de 36 à 50 % ou de plus de 50 % (à l'intérieur d'une même catégorie). Ainsi, le système s'est avéré concluant en tant qu'outil non envahissant pour identifier la maladie et pour, tout au moins grossièrement, spécifier le degré de sténose.

Le système de classification selon la présente invention est discret et ne tient pas compte des désaccords éventuels rencontrés lors de chaque décision. Il impose une décision pour une catégorie. Par exemple, une artère classée comme normale dans la première décision pourrait très bien, dans la seconde décision, être classée comme présentant une sténose de plus de 50 %. Selon l'ensemble de formation réel et l'ensemble d'essai envisagé, il n'y a pas plus de 2,5 % de chances pour qu'une artère présente plus de 20 % d'occlusion ou de sténose après avoir été qualifiée de normale dans la première décision. De même, aucun vaisseau présentant moins de 20 % de sténose n'a été classé comme ayant plus de 50 % de sténose avec le classificateur réel. Le classificateur ne se trompe généralement que d'une catégorie.

Une erreur de classification résulte le plus souvent de sténoses très prononcées chez des patients dont les données étaient caractérisées par un type de diagramme d'écoulement quasi-permanent et non pulsatile. Ce type de diagramme d'écoulement est mal représenté dans la base de données de formation. A mesure qu'un plus grand nombre de données de ce type deviendront disponibles, il ne fait pas de doute que l'algorithme de classification sera modifié, étant donné que la base de données de formation aura une meilleure base sur laquelle prendre les décisions de classification. Des diagrammes d'écoulement de ce type seront ajoutés à la base de données pour améliorer celle-ci ainsi que la prise de décisions.

Le niveau d'accord entre le diagnostic par ordinateur et l'angiographie, tel qu'il est mesuré par la statistique Kappa, est égal à $0,77 \pm 0,04$ (erreur type). Ce niveau d'accord

se compare favorablement avec le niveau d'accord qui peut être atteint par des radiologues différents lisant les mêmes artériogrammes, aussi le système apparaît-il comme très prometteur.

- 5 Pour encore accentuer les distinctions et affiner le système à l'intérieur de la catégorie 51-99 %, une surveillance plus adéquate de la progression de l'artériopathie sera nécessaire au cours d'études de suivi à long terme. Pour déterminer avec précision l'emplacement d'échantillonnage à l'intérieur du vaisseau et pour réduire la variabilité éventuelle impliquée par l'endroit où se trouve le volume d'échantillon Doppler à impulsions, on explorera également la possibilité d'utiliser un dispositif de repérage des positions tridimensionnelles. On s'attend à ce que cette méthode, en permettant l'échantillonnage de l'écoulement à plus ou moins 1 mm d'un emplacement déjà échantillonné, trouve une application particulière quand des études Duplex en série sont effectuées.
- 10
- 15
- 20 Le logiciel suivant représente le codage préféré actuellement utilisé pour effectuer les calculs nécessaires pour analyser les caractéristiques au niveau des emplacements des artères carotides primitive et interne, et pour identifier des repères importants dans les données, tels que systole, minima relatifs, ou maxima relatifs. Les observations relatives au logiciel et au codage FORTRAN classiques illustreront, pour l'homme du métier, le format de calcul utilisé pour situer les caractéristiques.
- 25


```

      . TITRE MAXAMR
      . ENABL LC
      . GLOBL MAXAMR
      . GLOBL SRKMBA, PRCENT, MEDIAN, SWABTS, GTBYT
5      . GLOBL SRTMIF
; MAXAMR --
;   Sous-programme FORTRAN pouvant être appelé pour fournir
;   une estimation résistante du mode (tend à ignorer les
;   valeurs écartées, d'une façon non linéaire). Il fonc-
10 ; tionne comme suit :
;   1) Trier le spectre sur les données d'entrée, après
;   avoir mis l'ordre original dans l'octet supérieur de
;   chaque mot.
;   2) Prendre les éléments "NROBUS" supérieurs ou bien
15 ; jusqu'à ce que le niveau "BRUIT" soit atteint, ou bien
;   jusqu'à ce que le pourcentage "LIMITE" du maximum global
;   soit atteint, et...
;   3) ... Fournir la médiane de ce groupe en tant que mode.
; A l'entrée --
20 ;   Le fichier d'entrée est supposé être positionné au début
;   du spectre (ou autre) à examiner.
;   2(R5) est l'adresse de la rangée comportant le spectre.
;   C4(R5) est le nombre d'éléments (mots) dans la rangée.
;   C6(R()) est le "degré de robustesse" voulu. Il déterminera
25 ; le nombre maximal de points de données à considérer pour
;   effectuer l'estimation.
; A la sortie --
      L'estimation en nombre entier est retournée C8.(R5).
;   Le fichier d'entrée est avancé à l'octet suivant la
30 ; rangée qui vient d'être analysée.
; Constantes d'assembleur.
LIMITE = 50.
BRUIT = 5.
MAXAMR :
35 ; Forcer à des valeurs raisonnables pour les paramètres
; d'entrée.
      TST      C4(R5)
      BGE      1$

```

```

        CLR      C4(R5)
1$:
        TST      C6(R5)
        BGE      2$
5        CLR      C6(R5)
2$:
        ; Forcer la valeur "R" à R4, où elle restera.
        MOV      C6(R5), R4
        ; Mettre des index de fréquence dans les octets supérieurs
10       de la rangée d'entrée.
        MOV      2(R5), R1      ; R1: = adresse de la rangée
        MOV      C4(R5), R2      ; R2: = nombre d'éléments de la
                                   rangée.
        CLR      R3              ; R3: = index de fréquence.
15 SETKY :
        MOVB     (R1),R0          ; donnée suivante à R0
        SWAB     R0              ; mettre octet supérieur en position
        BIS      R3,R0          ; masque dans l'index de fréquence
        SWAB     R0              ; rétablir ordre
20       INC      R3              ; fréquence suivante
        MOV      R0,(R1)+        ; mettre en mémoire résultat dans
                                   rangée
        SOB      R2,SETKY        ; tourner sur boucle jusqu'à ce
                                   que ce soit fait
25       MOV      R1, -(SP)      ; sauvegarder le point final.
        ; Trier la rangée du plus petit au plus grand.
        MOV      2(R5),R1
        MOV      C4(R5),R2
        APPELER  SRKMBA
30       ; Calculer l'amplitude de troncature
        MOV      (SP),R2        ; Rétablir fin de rangée
        DEC      R2
        MOVB     -11.(R2),R1    ; R1: = amplitude maximale
        MOV      # BRUIT, R3    ; R3: = niveau au-dessous duquel
35       les données sont du bruit
        MOV      # LIMITE,R0
        APPELER  PRCENT          ; R0: = amplitude de seuil.
        ; Descendre en suivant la liste.

```

```

MOV      -1(R2),R1
MOVB     R1,R2
ASH      # -2,R2      ; R2: amp. max./8
ADD      R2,R4      ; augmenter "R" de (amp. max.)/8
5      MOV      R4,R2      ; R2: = nombre de points à considérer
      MOV      (SP)+,R1    ; départ au maximum
DESCND :
      TST      -(R1)
      CMPB     (R1),R3    ; au-dessous du bruit ?
10     BLE     ESTIMA     ; oui
      CMPB     (R1), R0    ; au-dessous du seuil ?
      BLE     ESTIMA     ; oui
      SOB     R2,DESCND
; Calculer l'estimation. R1 adresse le point où la descente
15     est arrêtée. R4 +1 -R2 donne le nombre de points dans l'esti-
      mation.
      SUB      R4,R2
      NEG      R2          ; R2: = nombre de points dans
                           l'estimation
20     INC      R2          ; s'assurer qu'il y en a au moins un
      APPELER  SWABTS      ; permuter toutes les paires d'octets
; Trier en fonction de fréquence
      APPELER  SRKMBA
; Fournir la médiane
25     APPELER  MEDIAN
;      BIC      #177400,R0
      MOVB     RO,RO
      MOV      RO,C8. (R5)
      RETOUR
30     . FIN

```

```

      . TITRE  LIMITES
      . ENABL  LC
      . GLOBL  LIMITES
      . GLOBL  SRKMBA, MEDIAN, SVABTS, WINEST
5    ; LIMITES --
      ; Calcule une estimation "robuste" des contours haut et
      ; bas d'un spectre autour du point d'implantation.
      ; A l'entrée --
      ; @2(R5) = Estimateur d'emplacement
10   ; @4(R5) = Niveau de seuil ou de contour
      ; 6(R5) = Adresse la rangée nombre entier avec le spectre
      ;         ayant des index de fréquence dans les octets
      ;         supérieurs de chaque élément.
      ; @8(R5) = Nombre d'éléments dans la rangée du spectre.
15   ; @10(R5) = Robustesse.
      ; A la sortie --
      ; @12(R5) = limite inférieure
      ; @14(R5) = limite supérieure
      ; Constantes d'assembleur.
20   BRUIT = 1
      LIMITES :
      ; Mettre le seuil dans R3
      MOV     @4(R5),R3
      CMP     R3,#BRUIT ; seuil dans marge de bruit ?
25   BGE     1$         ; non
      MOV     #BRUIT,R3 ; oui, hausser le seuil.
1$:
      ; Calculer adresse du point d'implantation.
      MOVB    @2(R5),R1
30   ASL     R1          ; transformer en nombre d'octets.
      ADD     6(R5),R1
      MOV     R1,R2      ; R1 et R2 adressent tous deux
                        le point d'implantation
      ; Rechercher à partir du point d'implantation en descendant
35   ; pour trouver la limite inférieure
      MOVB    @2(R5),R4
      BEG     LOWDNE
      TST     (R1)+

```

```

      ADD      #2,R4      ; R4 = Distance à moins l'infini.
LOWSEA:
      DEC      R4
      BLT      LOWDNE      ; rechercher la fin du tampon
5      DEC      R1
      CMPB     -(R1),R3
      BGE      LOWSEA
LOWFND:
      ; Contrôler la cohérence dans le point suivant.
10     MOV      R1,R0
      DEC      R0
      CMPB     -(R0),R3      ; point suivant < seuil ?
      BGE      LOWSEA      ; non, continuer à chercher.
LOWDBE:
15     ; Rechercher à partir du point d'implantation en montant
      ; pour trouver la limite supérieure
      MOV      @8.(R5),R4
      MOVB     @2(R5),R0
      SUB      R0,R4
20     SUB      #2,R4      ; R4: = Distance à plus l'infini.
      BEG      HIDNE
      TST      -(R2)
HISEA:
      DEC      R4
25     BLT      HIDNE      ; rechercher la fin du tampon.
      TST      (R2)+      ; avancer l'index au mot suivant.
      CMPB     (R2),R3      ; au-dessous du seuil ?
      BGE      HISEA      ; non, contrôler le mot suivant.
HIFND:
30     Contrôler la cohérence dans le point suivant.
      DEC      R4
      BLT      HIDNE      ; rechercher la fin du tampon.
      TST      (R2)+      ; avancer l'index au mot suivant
      CMPB     @R2,R3      ; point suivant < seuil ?
35     BGE      HISEA      ; non, continuer à chercher.
      TST      -(R2)      ; oui, corriger pour extra-incrément.
HIDNE:
      ; Transformer R1 et R2 en valeurs d'index.

```

```
      SUB      6(R5),R2
      SUB      6(R5),R1
; Fournir limites inférieure et supérieure.
      ASR      R1          ; transformer d'octet en...
5      ASR      R2          ; ... nombre d'éléments.
      MOV      R1,C12.(R5)
      MOV      R2,C14.(R5)
      RETOUR
      .FIN
```

SOUS-PROGRAMME "REPERES" (BUFF, NPTS, NDELX, NX, NY,
XSCALE, YSCALE, et NIMAX1, N1MIN1, N1ZRO1, R1ARE1, NSYSTO,
R1ARE2)

OCTET BUFF (1)

5 C Calcule une certaine information de repère intéressante
C à partir de la séquence "BUFF" qui est supposée contenir
C une première fonction dérivée.
C Trouver le point d'accélération maximale dans la région
systolique.

10 APPELER EXTBYT(BUFF(50), 120, N1MIN1, N1MAX1)
N1MIN1 = N1MIN+50
N1MAS1 = N1MAX1+50
C Trouver le pic systolique supposé. Celui-ci est défini comme
C le premier point de pente proche de zéro après N1MAX1.

15 FAIRE 400, NSYSTO=N1MAX1,N1MIN1
SI ((BUFF(NSYSTO). LE. BUFF(N1MIN1)+1)
& .OU. (BUFF(NSYSTO).LT. 1)) ALLER A 500
400 CONTINUER
500 CONTINUER

20 C Trouver d'autres extrêmes maintenant que NSYSTO est
défini
NSEARC = NSYSTO+10
APPELER EXTBYT (BUFF(NSEARC),65,N1MIN1, N1MAX1)
N1MIN1= N1MIN1+NSEARC

25 N1MAX1= N1MAX1+NSEARC
APPELER EXTBYT(BUFF((NPTS/2)+1), NPTS/2, N1MAX2)
N1MIN2= N1MIN2+NPTS/2
N1MAX2= N1MAX2+NPTS/2
C Trouver le premier point de pente zéro après le point
30 C de décélération maximale (N1MIN1), que l'on espère être
C le premier point de pente zéro après la systole.
FAIRE 600, N1ZRO1=N1MIN1, 200
SI (BUFF(N1ZRO1) .GT. -1) ALLER A 700
600 CONTINUER

35 700 CONTINUER
C Calculer l'aire sous la courbe de décélération post-
C systolique au point de décélération maximale.
R1ARE1=0

```
RLARE2=0
FAIRE 300, I=N1MIN1-10, N1MIN1+10
II=BUFF (I)
    SI (II .LT. 0) RLARE2= RLARE2 + II
5  300  RLARE1=RLARE1+BUFF(I)
        RLARE1= RLARE1/FLOAT(NDELX)
        RLARE2= RLARE2/FLOAT(NDELX)
C  Ecrire barres sur la courbe pour que les gens puissent
    voir ce qui s'est passé.
10  APPELER BRAKIT(NX,NY,N1MIN1,N1MAX1,90,SXCALE,YSCALE)
    APPELER BRAKIT(NX,NY,NSYSTO,N1ZRO1,100,XSCALZ,YSCALE)
    FIN
```



```

SOUS-PROGRAMME BFEATU(LOCBUF,SCLBUF,
& NPTS, YSCALE,NXO,NYO,CBUFF1,CBUFF2,NROBUS, NCYCMX,PATNAM)
COMMUN/REPERES/NOMIN1,NOMAX1,NOMIN2,NOMAX2,N1MIN1,N1MAX1,
& N1MIN2,N1MAX2,NSYSTO,N1ZRO1
5  COMMUN/PARAMS/AIRE,COSANG(3),SINANG(3),
& ROVAL1,ROVAL2,ROARE1,ROARE2,
& R1VAL1,R1VAL2,R1ARE1,R1ARE2,
& RMVAL1,RMVAL2,RMARE1,RMARE2,
& RPVAL1,RPVAL2,RPARE1,RPARE2,
10 & PENTE
COMMUN/RANGEES/SCR1,SCR2,SCR3,RTIME,RMAG,RPHASE
CBUFF1(1),CBUFF2(1) VIRTUELS
CBUFF1, CBUFF2,CTEMP COMPLEXES
RTIME(512),RMAG(512),RPHASE(512),FEATS(1) REELS
15 OCTET PATNAM(1)
OCTET LOCBUF(1),SCLBUF(NPTS,1)
OCTET SCR1(512),SCR2(512),SCR3(512),NOTCHS(2)
PI2= 3,14159265*2
NPTP2=512
20 XECHELLE=YECHELLE/3.
C Copier les données d'emplacement pour effacer les tam-
C pons 1, réels, et complexes.
APPELER ST COPIE (LOCBUF,SCR1,NPTS)
C Forcer la fin réelle des données à se produire à t=0,5
25 sec.
APPELER INIBYT(LOCBUF(240),41,LOCBUF(240)
APPELER INIBYT(SCLBUF(240,1),41,SCLBUF(241,1))
APPELER INIBYT(SCLBUF(240,2),41,SCLBUF(240,2))
APPELER INIBYT(SCLBUF(240,3),41,SCLBUF(240,3))
30 APPELER INIBYT(SCLBUF(240,4),41,SCLBUF(240,4))
C Soustraire le décalage DC dans les données d'entrée.
APPELER ADDBYT(SCR1,NPTS,-30)
APPELER ADDBYT(LOCBUF,NPTS,-30)
FAIRE 100,I=1,4
35 100 APPELER ADDBYT(SCLBUF(1,I),NPTS,-30)
C Enlever la pointe de déclenchement de l'ECG
SCR1(41)= SCR1(40)
LOCBUF(41)= LOCBUF (40)

```

```

FAIRE 110, I=1,4
110   SCLBUF (41,I)= SCLBUF(40,I)
      APPELER DOTIME(LOCBUF,SCLBUF,NPTS,RTIME,NPTP2,AIRE,
PATNAM)
5     SI (AIRE .GT. 0.0.) ALLER A 120
      IMPRIMER 111,(PATNAM(I),I=1,8)
111   FORMAT(' BFEATU-W-',8A1, "a énergie nulle")
      ALLER A 5000
120   CONTINUER
10   C   Tracer la courbe des données d'emplacement.
      APPELER PLTREL(NXO,NYO,0,IFIX(30*YECHELLE) ,
& XECHELLE,YECHELLE,RTEMPS,280,NROBUS,NCYCMX,PATNAM)
C     Initialiser les coordonnées de traçage.
      NXLO=NXO+NPTS+40
15     NYLO=NYO- 30*YECHELLE
      APPELER SCAIRE(RTEMPS,512,1./AIRE)
      APPELER REACOM(RTEMPS,NPTP2,CBUFF1)
C     Trouver des repères dans la forme d'onde de vitesse.
C     (Utiliser les données "SCR1" pour les extrêmes étant
20     donné qu'elles ont des données de + 6 sec. intactes).
      APPELER EXTBYT(SCR1,(NPTS/2)+30,NOMIN1,NOMAX1)
      APPELER EXTBYT(SCR1( (NPTS/2)+1 ),NPTS/2,NOMIN2,NOMAX2)
      NOMIN2= NOMIN2+ NPTS/2
      NOMAX2= NOMAX2+ NPTS/2
25     APPELER BRAKIT(NXO,NYO,(NOMAX1-1), (NOMIN2-1),35,XECHELLE,
YECHELLE)
C     Calculer la première dérivée et laisser dans le brouillon 3.
      NDELX=9 ! Instaurer delta X.
      APPELER DERIV(LOCBUF,NPTS,NDELX,SCR2)
30     APPELER LISSE(SCR2,NPTS,4,SCR3)
      APPELER REPERES(SCR3,NPTS,NDELX,NXLO,NYLO,1.,YECHELLE,
& N1MAX1,N1MIN1,N1ZRO1,R1ARE1,NSYSTO,R1ARE2)
      APPELER BRAKIT(NXO,NYO,NSYSTO,N1ZRO1,40,XECHELLE,YECHELLE)
      APPELER SCABYT(SCR3,NPTS,2,5)
35     APPELER ADDBYT(SCR3,NPTS,50)
      APPELER PLTBYT(SCR3,NPTS,NXLO,NYLO,1.,YECHELLE)
      NXFIL= NXO
      NYFIL= NYO-100*YECHELLE-20

```

```

C   Calculer la DFT et afficher la grandeur.
      APPELER HAMEND(CBUFF1,NPTP2)
      APPELER FFTFOR(NPTS,CBUFF1)
C   Mettre en phase sur "RPHASE"
5   FAIRE 200, I=1,NPTP2
      200   RPHASE(I)= AIMAG( CLOG( 1.OE-6+CBUFF1(I) ) )
C   Annoncer la phase.
      FAIRE 400, I=1,511
          NDIFF= (ABS(RPHASE(I+1)-RPHASE(I))/PI2 ) +0,5
10   IF ( RPHASE(I+1) .LT. RPHASE(I) ) NDIFF= -NDIFF
      400   RPHASE(I+1)=RPHASE(I+1) - PI2*NDIFF
          PENTE= -2*RPHASE( (NPTP2/2)+1 )
          FAIRE 450, I=1, NPTP2
      450   RPHASE(I)= RPHASE(I) + PENTE*(I-1)/NPTP2
15  C   APPELER REAREA(RPHASE,NPTP2,RMAG)
      C   APPELER EXTREA(RPHASE,NPTP2,RMIN,RMAX)
      C   APPELER SCAREA(RPHASE,NPTP2,50./(AMAX1(ABS(RMAX),ABS
      C   (RMIN)))) )
          APPELER ADDREA(RPHASE,NPTP2,50.)
20  C   NXLO=NXLO+NPTS+40
      C   APPELER PLTREA(RPHASE,NPTP2,NXLO,NYLO0,55,YECHELLE)
      C   APPELER REAREA(RMAG,NPTP2,RPHASE)
      C   Et maintenant pour la grandeur.
          APPELER COMMAG(CBUFF1, NPTS/4,RMAG)
25  APPELER AREREA(RMAG(6+1),5,RMARE1)
      APPELER EXTREA(RMAG,NPTS/4,RMIN,RMAX)
      APPELER SCAREA(RMAG,NPTS/4,100./RMAX)
          NXLO= NXLO+NPTS +40
          NYLO= NYLO-YECHELLE*100- 30
30  APPELER BRAKIT(NXLO,NYLO,5,9,30,8., YECHELLE
      APPELER PLTREA(RMAG,NPTS/8,NXLO,NYLO,8.,YECHELLE
      C   Laisser l'origine de la courbe en bas à gauche de la
          rangée suivante.
5000 NXO= 30
35  NYO= NYO- YECHELLE*100 - 60
      D   TYPE *, 'COSANG[1,2,3] = ',(COSANG(I),I=1,3)
      D   TYPE *, 'NSYSTO= ',NSYSTO
          FIN

```

```

SOUS-PROGRAMME BMAKCl(FEATUR,LOCBUF,SCLBUF,NPTS, IFEAT,
NMAX,ITERAT,DIALOG)
C  ccccccccccccccccccccccccccccccccccccccc
C  Définit et calcule toutes les caractéristiques pour
5  C  l'emplacement n°1 de carotide primitive.
C  A l'entrée --
C  COMMUN bloque DATAP,REPERES,PARAMS, et RANGEES contient
C  des informations valables pour cet emplacement. On peut
C  les définir par un appel au sous-programme BFEATU.
10  C  LOCBUF,SCLBUF ont l'information d'emplacement et d'échelle
    C  pour cet emplacement.
    C  NPTS= nombre de points valides dans LOCBUF/SCLBUF
    C  FEATUR= rangée réelle dans laquelle les caractéristiques
    C  ("features") seront écrites.
15  C  IFEAT= décalage dans la rangée FEATUR pour la première
    C  caractéristique de ce module.
    C  NMAX= dimension de la rangée FEATUR pour contrôler les
    C  bornes de la rangée.
    C  A la sortie --
20  C  SI il reste assez de place dans FEATUR
    C  les nouvelles caractéristiques de ce module y auront
    C  été laissées.
    C  IFEAT= IFEAT| à l'entrée |+ (nombre de nouvelles
    C  caractéristiques introduites).
25  C  SINON, sortir.
    C  ccccccccccccccccccccccccccccccccccccccc
    C  RTIME(512),RMAG(512),RPHASE(512),FEATUR(1) REELS
    C  OCTET LOCBUT(NPTS),SCLBUF(NPTS,1),SCR1(512),SCR2(512),
    C  SCR3(512)
30  C  DIALOGUE LOGIQUE, PUPITRE.
    C  COMMUN/DATAP/NVERSI,NVRMAX,NVRSL,NCYCMX,NCYCSC
    C  COMMUN/REPERES/NOMIN1,NOMAX1,NOMIN2,NOMAX2,N1MIN1,N1MAX1,
    C  & N1MIN2,N1MAX2,NSYSTO,N1ZRO1
    C  COMMUN/INDMRK/NASYST,NA1ZR1,NBSYST,NB1ZR1,NCSYST,NCLZR1
35  C  COMMUN/PARAMS/AIRE,COSANG(3),SINANG(3),
    C  & ROVAL1,ROVAL2,ROARE1,ROARE2,
    C  & R1VAL1,R1VAL2,R1ARE1,R1ARE2,
    C  & RMVAL1,RMVAL2,RMARE1,RMARE2,

```

[illegible]

```

C   Valeurs de mode.
FEATUR(5+IFEAT)= FFAVGB(LOCBUF,NPTS,20,5) ! Fin de diastole
FEATUR(6+IFEAT)= LOCBUF(NSYSTO) ! Pic systolique.
FEATUR(7+IFEAT)= LOCBUF(N1ZRO1) ! Premier point de pente
5   zéro
FEATUR(8+IFEAT)= LOCBUF(NOMIN2) ! Encoche dicrotique.
C   Degré de décélération suivant la systole.
FEATUR(9+IFEAT)=RLARE1/COSANG(1)
C   Débit diastolique
10  FEATUR(10+IFEAT)= RTIME(MINO(NOMIN2+50,280))*AIRE COSANG(1)
FEATUR(11+IFEAT)= RTIME(20)*AIRE/COSANG(1)
C   Fréquence d'amplitude maximale dans la WFT entre les
    harmoniques 4 et 9.
APPELER EXTRE2(RMAG,NPTS,4,9, IMIN, IMAX)
15  FEATUR(12+IFEAT)= IMAX
C   Fréquence d'amplitude maximale dans la WFT entre les
    harmoniques 5 et 9.
APPELER EXTRE2(RMAG,NPTS,5,9,IMIN,IMAX1)
FEATUR(13+IFEAT)= IMAX1 ! Caractéristique originale 13.
20  C   Fréquence d'amplitude maximale dans la WFT entre les
    harmoniques 6 et 9.
APPELER EXTRE2(RMAG,NPTS,6,9,IMIN,IMAX)
SI (IMAX .EQ. (IMAX1+1)) IMAX=IMAX1
FEATUR(14+IFEAT)= IMAX ! Version affinée de l'ancienne
25  caractéristique 13.
C   Fréquence d'amplitude minimale dans la WFT entre 2 et
    le maximum précédent.
C   I=IMAX
C   APPELER EXTRE2(RMAG,NPTS,2,I,IMIN,IMAX)
30  C   FEATUR(15+IFEAT)= IMIN
C   Index de pulsatilité, rapport magique, etc.
POSTDI= FFAVGB(SCLBUF(1,4),NPTS,20,10)
SI (POSTDI .LE. 0) POSTDI= 1
FMEAN= FFAVGR(RTIME,NPTS,160,120)
35  SI (FMEAN. LE. 0) FMEAN= 1
FSYSTO= RTIME(NSYSTO)
FEATUR(15+IFEAT)= (FSYSTO-RTIME(N1ZRO1))/
&      FMEAN ! Rapport de Pourcelot

```

```

C   Rapport d'Yve
FEATUR(16+IFEAT)= (FLOAT(SCLBUF(NSYSTO,4)-SCLBUF
&                  (N1ZRO1,4))/(SCLBUF(NSYSTO,4)-29,5))+
                  0,5
5   FEATUR(17+IFEAT)= FSYSTO/POSTDI
C   Ce qui suit reflète la présence ou l'absence d'une
    "fenêtre systolique".
APPELER EXTBYT(SCLBUF(1,1),NPTS,NSYSTO-12,20,IMIN,IMAX)
FEATUR(18+IFEAT)= SCLBUF(IMAX,1)-30 ! 3 dB inférieur.
10  APPELER EXTBYT(SCLBUF(1,3),NPTS,NSYSTO-12,20,IMIN,IMAX)
FEATUR(19+IFEAT)= SCLBUF(IMAX,3)-30 ! 9 dB inférieur.
C   Information de phase.
FEATUR(20+IFEAT)= RPHASE(2)
FEATUR(21+IFEAT)= RPHASE(3)
15  FEATUR(22+IFEAT)= RPHASE(4)
C   Caractéristiques basées sur l'élargissement spectral
    (il y en a actuellement 28).
C   Fin de diastole.
FAIRE 800, I=1,4
20  800 FEATUR(IBRO1+0+I+IFEAT)=
    & FADIFB(LOCBUF,SCLBUF(1,I),NPTS,20,5)
C   Systole.
FAIRE 900, I=1,4
900  FEATUR(IBRO1+4+I+IFEAT)=
    & FADIFB(LOCBUF,SCLBUF(1,I),NPTS,NSYSTO,5)
25  C   Premier point de pente zéro.
FAIRE 1000, I=1,4
1000 FEATUR(IBRO1+8+I+IFEAT)=
    & FADIFB(LOCBUF,SCLBUF(1,I),NPTS,N1ZRO1,5)
C   100 msec. après la systole.
30  FAIRE 1600, I=1,4
1600 FEATUR(IBRO1+12+I+IFEAT)=
    & FADIFB(LOCBUF,SCLBUF(1,I),NPTS,NSYSTO+40,5)
FAIRE 1650, I=1,4
1650 FEATUR(IBRO1+16+I+IFEAT)=
35  & FADIFB(LOCBUF,SCLBUF(1,I),NPTS,NSYSTO,5)/COSANG(1)
FAIRE 1700, I=1,4
1700 FEATUR(IBRO1+20+I+IFEAT)=
    & FADIFB(LOCBUF,SCLBUF(1,I),NPTS,NSYSTO+30)/COSANG(1)

```

[illegible]


```
SOUS-PROGRAMME BMAK1(FEATUR,LOCBUF,SCLBUF,NPTS,IFEAT,  
NMAX,ITERAT,DIALOG)  
C C C C C C C C C C C C C C C C C C C C  
C Définit et calcule toutes les caractéristiques pour  
5 C l'emplacement n° 1 de la carotide interne.  
C A l'entrée --  
C COMMUN bloque DATAP,REPERES,PARAMS, et RANGEES contient  
C des informations valides pour cet emplacement. On peut  
C les définir en appelant le sous-programme BFEATU.  
10 C LOCBUF,SCLBUF ont l'information d'emplacement et d'échelle  
pour cet emplacement.  
C NPTS= nombre de points valides dans LOCBUF/SCLBUF  
C FEATUR= rangée réelle dans laquelle les caractéristiques  
seront écrites.  
15 C IFEAT= décalage dans la rangée FEATUR pour la première  
caractéristique de ce module.  
C NMAX= dimension de la rangée FEATUR pour contrôler les  
bornes de la rangée.  
C A la sortie --  
20 C SI il reste assez de place dans FEATUR  
C les nouvelles caractéristiques de ce module y auront  
C été laissées.  
C IFEAT= IFEAT[à l'entrée] +(nombre de nouvelles caracté-  
C ristiques introduites)  
25 C SINON, sortir.  
C C C C C C C C C C C C C C C C C C C C  
RTIME(512),RMAG(512),RPHASE(512),FEATUR(1) REELS  
OCTET LOCBUF(NPTS),SCLBUF(NPTS,1),SCR1(512),SCR2(512),  
SCR3(512)  
30 DIALOGUE LOGIQUE, PUPITRE  
COMMUN/DATAP/NVERSI,NVRMAX,NVRSCL,NCYCMX,NCYCSC  
COMMUN/REPERES/NOMIN1,NOMAX1,NOMIN2,NOMAX2,NOMIN1,NIMAX1,  
& NIMIN2,NIMAX2,NSYSTO,NIZROI  
COMMUN/INDMRK/NASYST,NALZR1,NBSYST,NBIZRI,NCSYST,NCLZRI  
35 COMMUN/PARAMS/AIRE,COSANG(3),SINANG(3),  
& ROVAL1,ROVAL2,ROARE1,ROARE2,  
& RIVAL1,RIVAL2,RIARE1,RIARE2,  
& RMVAL1,RMVAL2,RMARE1,RMARE2,
```

[illegible]

```

FEATUR(3+IFEAT)= ADP
SI (ADP .LE. 40) ADP= 0 ! Imposer 0 pour < = 4 kHz.
C   Aire sous le pic systolique (+/- 15 intervalles).
C   SYSARE= FFARER(RTIME,NPTS,NSYSTO-15,NSYSTO+15)
5  C   FEATUR(4+IFEAT)= SYSARE*AIRE/COSANG(2)
C   Fréquence de crête de fin de diastole.
FEATUR(5+IFEAT)= FFAVGB(SCLBUF(1,4),NPTS,10,10) ! Fin de
                                                diastole.

FEATUR(6+IFEAT)= RLARE2/COSANG(2)
10 C   Fréquences maximales.
APPELER EXTBYT(SCLBUF(1,2),160,IMIN,IMAX)
MAX3DI= SCLBUF(IMAX,2)
FEATUR(7+IFEAT)=MAX3DI           ! Fréquence 3 dB de crête
APPELER EXTBYT(SCLBUF(1,4),160,IMIN,IMAX)
15 MAX9DI= SCLBUF(IMAX,4)
FEATUR(8+IFEAT)= MAX9DI           ! Fréquence 9 dB de crête
C   Degré de décélération suivant la systole.
FEATUR(9+IFEAT)= RLARE1/COSANG(2)
C   Energie dans l'amplitude maximale entre les harmoniques
20 5 et 9.
APPELER EXTRE2(RMAG,NPTS,5,9,IMIN,IMAX)
FEATUR(10+IFEAT)= IMAX
C   Fréquence d'amplitude minimale dans la WFT de 2 au maxi-
mum précédent.
25 I=IMAX
APPELER EXTRE2(RMAG,NPTS,2,I,IMIN,IMAX)
FEATUR(11+IFEAT)= IMIN
C   Fréquence d'amplitude maximale entre les harmoniques
4 et 9.
30 APPELER EXTRE2(RMAG,NPTS,4,9,IMIN,IMAX)
C   Energie totale dans les harmoniques 8 à 12.
ENERGIE=FFARER(RMAG,NPTS,8,12)
C   Index de pulsatilité, rapport magique, etc.
POSTDI= FFAVGB(SCLBUF(1,4),NPTS,20,10)
35 SI (POSTDI .LE. 0) POSTDI=1
FMEAN= FFAVGR(RTIME,NPTS,160,120)
SI (FMEAN .LE. 0) FMEAN= 1
FSYSTO= RTIME(NSYSTO)

```

```

FEATUR(12+IFEAT)= (FSYSTO-RTIME(N1ZRO1))/
&
FMEAN ! Rapport de Pourcelot.
C Rapport d'Yve.
FEATUR(13+IFEAT)= ((SCLBUF(NSYSTO,4)-SCLBUF(N1ZRO1,4))/
5 & (SCLBUF(NSYSTO,4)-29,5))+0,5
FEATUR(14+IFEAT)= FSYSTO/POSTDI
C Ce qui suit reflète la présence ou l'absence d'une
"fenêtre systolique".
APPELER EXTBYT(SCLBUF(1,1),NPTS,NSYSTO-12,20,IMIN,IMAX)
10 FEATUR(15+IFEAT)= SCLBUT(IMAX,1)-30 ! 3 dB inférieur.
APPELER EXTBYT(SCLBUF(1,3),NPTS,NSYSTO-12,20,IMIN,IMAX)
FEATUR(16+IFEAT)= SCLBUF(IMAX,3)-30 ! 9 dB inférieur.
C Caractéristiques basées sur l'élargissement spectral
(il y en a actuellement 28).
15 750 FAIRE 750, I=1,4 ! 71
FEATUR(IBRO1+I+O+IFEAT)=
& FADIFB(LOCBUF,SCLBUF(1,I),NPTS,20,5)
FAIRE 900, I=1,4 ! 71
900 FEATUR(IBRO1+I+4+IFEAT)=
& FADIFB(LOCBUF,SCLBUF(1,I),NPTS,NSYSTO,5)
20 FAIRE 1000, I=1,4 ! 75
1000 FEATUR(IBRO1+8+I+IFEAT)=
& FADIFB(LOCBUF,SCLBUF(1,I),NPTS,NSYSTO+20,5)
FAIRE 1600, I=1,4 ! 79
1600 FEATUR(IBRO1+12+I+IFEAT)=
25 & FADIFB(LOCBUF,SCLBUF(1,I),NPTS,NSYSTO+40,5)
FAIRE 1700, I=4 ! 83
1700 FEATUR(IBRO1+16+I+IFEAT)=
& FADIFB(LOCBUF,SCLBUF(1,I),NPTS,120,15) ! 0,2 sec.
après ECG.
30 C 87 : 0,2 sec. après ECG, largeur 3
et 9 dB totales.
FEATUR(IBRO1+21+IFEAT)=
& FADIFB(SCLBUF(1,1),SCLBUF(1,2),NPTS,120,20)
! largeur 3 dB
35 FEATUR(IBRO1+22+IFEAT) =
& FADIFB(SCLBUF(1,3),SCLBUF(1,4),NPTS,120,20)
! largeur 9 dB
C

```

[illegible]

```

SOUS-PROGRAMME FEATUR(LOCBUF,SCLBUF,NPTS,FEATS,NFEAT,
SCALEF,NXO,NYO)
COMMUN/FFTBUFF/IREAL(1024),IMAG(1024)
COMPLEX CBUFF(1)
5  ENTIER*4 RMAG(1)
EQUIVALENCE (IREAL(1),CBUFF(1),RMAG(1))
OCTET LOCBUF(1),SCLBUF(NPTS,1)FEATS(1)
OCTET SCR1(400),SCR2(400),SCR3(400)
C  Initialiser les coordonnées de traçage.
10 NXLO= NXO+NPTS+10
NYLO= NYO-30*SCALEF
C  Reproduire les données d'emplacement sur brouillon 1.
LOCBUF(41)= LOCBUF(40)      ! Eliminer le pic ECG
APPELER STCOPY(LOCBUF,SCR1,NPTS)
15 C  Calculer la première dérivée et laisser dans le brouil-
lon 1.
APPELER DERIV(SCR1,NPTS,5,SCR2)
APPELER TYPBUF(SCR2,NPTS)
APPELER LISSE(SCR2,NPTS,4,SCR1)
20 APPELER TYPBUF(SCR1,NPTS)
APPELER SCABYT(SCR1,NPTS,2,5)
APPELER ADDBYT(SCR1,NPTS,50)
APPELER PLTBYT(SCR1,NPTS,NXLO,NYLO,1.,SCALEF)
C  Calculer les extrêmes dans la première moitié de la
25 dérivée.
APPELER STCOPY(SCR1,SCR2,140)
APPELER EXTREM(SCR2,140,5,MIN,MINI,MAX,MAXI)
C  Calculer la FFT sur les données d'emplacement.
C  Reproduire les données d'emplacement dans la rangée
30 d'entrée FFT complexe.
FAIRE 100, I=1,512
    CBUFF(I)= 0
    SI (I .GT. NPTS) ALLER A 100
    CBUFF(I)= CMPLX(FLOAT(LOCBUF(I)- 30), 0.)
35 100 CONTINUER
C  Obtenir le spectre de grandeur dans la rangée RMAG.
APPELER MAGSPC(NPTS,RMIN,RMAX)
C  Avancer les coordonnées d'origine de la courbe.

```

```
NXLO= NXLO+NPTS+20
C   Tracer la courbe du spectre de grandeur réel.
    APPELER SCAREA(RMAG,NPTS,100./RMAX)
    APPELER PLTREA(RMAG,NPTS/2,NXLO,NYLO,2.,SCALEF)
5  C   Tracer la courbe de l'intervalle de fréquence pertinent
    uniquement.
    NYLO= NYLO- SCALEF*100-30
    APPELER PLTREA(RMAG,NPTS/8,NXLO,NYLO,8.,SCALEF)
C   Tracer la courbe logarithmique du spectre de grandeur.
10 NYLO= NYLO- SCALEF*100- 30
    APPELER LOGREA(RMAG,NPTS)
    APPELER SCAREA(RMAG,NPTS,50./ALOG(RMAX))
    APPELER ADDREA(RMAG,NPTS/2,40.)
    APPELER PLTREA(RMAG,NPTS/2,NXLO,NYLO,2.,SCALEF)
15 RETOUR
    FIN
```

REVENDICATIONS

1. Procédé non envahissant permettant de diagnostiquer automatiquement et objectivement le degré de sténose d'un vaisseau à l'intérieur du corps d'un patient, caractérisé en ce qu'il consiste :
- 5 (a) à envoyer un signal ultrasonore convenable dans le corps, ce signal étant concentré au voisinage du centre du vaisseau pour mesurer l'écoulement du sang au milieu du vaisseau par la méthode de variation de fréquence due à l'effet
- 10 Doppler ;
- (b) à recevoir le signal rétrodiffusé de variation de fréquence Doppler qui est engendré par l'écoulement à l'intérieur du vaisseau ;
- (c) à enregistrer simultanément l'électrocardiogramme
- 15 (ECG) du patient avec le signal Doppler pour fournir un signal de minutage périodique permettant de séparer le signal Doppler en segments périodiques ;
- (d) à synchroniser le signal d'ECG avec le signal Doppler pour fournir un signal Doppler périodique normalisé de segments
- 20 spectraux séparés ;
- (e) à effectuer une analyse de fréquence sur chaque segment spectral du signal Doppler par une méthode de transformation de Fourier en temps réel, l'analyse étant déclenchée à partir d'un point prédéterminé du signal d'ECG, l'analyse
- 25 fournissant des données de fréquence et d'amplitude ;
- (f) à traiter les données de fréquence et d'amplitude pour comprimer ces données, la compression comprenant l'obtention d'une moyenne d'ensemble des segments spectraux ;
- (g) à comparer la moyenne d'ensemble comprimée à une
- 30 base de données de spectres connus et classés à l'avance contenus dans sa mémoire, pour classer la moyenne d'ensemble en l'une de plusieurs catégories indiquant le degré de sténose ;
- et
- (h) à diagnostiquer le degré de sténose du patient à
- 35 partir de la catégorie de classification.
2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la comparaison de la moyenne d'ensemble comporte une reconnaissance de formes entre les données du patient et

les spectres de la base de données pour établir la catégorie de la moyenne d'ensemble en fonction des spectres connus contenus dans la base de données.

5 3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que la comparaison de la moyenne d'ensemble comporte une série de décisions dans un format de décision hiérarchique .

4. Procédé selon la revendication 3, caractérisé en ce que le format de décision hiérarchique comporte au moins les décisions séparées suivantes :

- 10 (a) malade ou normal ;
 (b) si normal, sténose supérieure ou inférieure à 50 %.

5. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que le traitement des données de fréquence et d'amplitude comprend les opérations suivantes :

- 15 (a) élimination des arythmies des segments spectraux analysés ; et
 (b) mise à la moyenne des segments spectraux d'environ 15 à 20 segments par ailleurs successifs, sans arythmies, pour développer la moyenne d'ensemble.

20 6. Procédé selon la revendication 5, caractérisé en ce que le traitement comprend une opération de compression des données de la moyenne d'ensemble par sélection d'un nombre prédéterminé de contours d'amplitude en fonction du temps, à des fréquences prédéterminées, dans la moyenne d'ensemble,
25 en temps que représentation de toutes les données de la moyenne d'ensemble.

7. Procédé selon la revendication 6, caractérisé en ce que le traitement comprend le contour d'amplitude en fonction du temps pour la fréquence d'amplitude maximale et au
30 moins un contour d'amplitude en fonction du temps de fréquence supérieure et de fréquence inférieure pour représenter l'étalement du signal de variation de fréquence Doppler véritable.

8. Procédé selon la revendication 7, caractérisé en ce qu'on n'utilise pas plus de cinq contours pour la représentation, ces cinq contours étant essentiellement le contour
35 d'amplitude en fonction du temps pour la fréquence d'amplitude maximale et deux contours d'échelle prédéterminés de part et d'autre du contour de fréquence d'amplitude maximale.

9. Procédé selon la revendication 5, caractérisé en ce qu'on élimine les arythmies sur la base du fait que la durée du signal d'ECG pour une arythmie est plus grande que la durée d'un segment type, présumé normal, d'un temps supérieur à un temps prédéterminé.

10. Procédé selon la revendication 5, caractérisé en ce qu'on élimine les arythmies si la durée dépasse un temps prédéterminé, ou bien si la durée dépasse d'un temps prédéterminé la durée immédiatement précédente.

11. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que le traitement comprend une opération de compression des données de la moyenne d'ensemble par sélection d'un nombre prédéterminé de caractéristiques spectrales dans la moyenne d'ensemble en tant que représentation de toute la moyenne d'ensemble.

12. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que le vaisseau est une artère carotide.

13. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la comparaison de la moyenne d'ensemble avec la base de données comporte une validation croisée de la classification pour chaque décision.

14. Procédé selon la revendication 13, caractérisé en ce que la comparaison fait appel à une méthode de résolution hyperplane de la reconnaissance des formes basée sur une analyse de régression linéaire, à la manière de Pietrantonio et Jurs, communément appelée Pjurs, selon laquelle l'algorithme de reconnaissance des formes minimise par itération la fonction :

$$[Y - \tanh(W_0 + \sum_{i=1}^K w_i X_i)]$$

où : Y = +1, si l'on sait que les données sont dans la catégorie 2

Y = -1, si l'on sait que les données sont dans la catégorie 1

Y = la catégorie prédite

K = nombre de caractéristiques

w_i = poids de la caractéristique

X_i = valeur mesurée de la caractéristique i

w_0 = constante.

15 Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que le signal est un signal ultrasonore combiné en mode B et à impulsions, fonctionnant à 5 MHz environ.

16 Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'analyse de fréquence est effectuée dans un analyseur de spectres automatique, et le traitement et la comparaison des données sont effectués dans un ordinateur numérique convenablement programmé.

17 Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la comparaison comporte une reconnaissance de formes par rapport à une base de données enregistrées dans une mémoire, comprimées de façon similaire avec les données de la moyenne d'ensemble, et non par rapport aux spectres complets.

18 Procédé non envahissant permettant de diagnostiquer automatiquement et objectivement le degré de sténose des artères carotides d'un patient, caractérisé en ce qu'il consiste :

20 (a) à envoyer un signal ultrasonore Doppler combiné en mode B et à impulsions, fonctionnant à 5 MHz environ, dans le corps du patient, au voisinage de l'artère carotide à examiner, ce signal étant concentré au voisinage de l'axe de l'artère pour mesurer l'écoulement central du sang à l'intérieur de l'artère par la méthode de variation de fréquence due à l'effet Doppler ;

(b) à recevoir le signal Doppler rétrodiffusé qui est engendré par l'écoulement à l'intérieur de l'artère ;

30 (c) à enregistrer simultanément l'ECG du patient pour fournir un signal de minutage périodique permettant de séparer le signal Doppler en segments spectraux périodiques ;

(d) à numériser le signal Doppler dans un analyseur de spectres en temps réel ;

35 (e) à définir les segments spectraux du signal Doppler dans l'analyseur à partir d'un déclenchement sur l'onde R de l'ECG, chaque segment spectral ayant une étendue suffisante pour permettre la détection d'un écoulement direct, inverse ou instable à l'intérieur de l'artère ;

(f) à analyser chaque segment spectral dans l'analyseur par une méthode de transformation de Fourier pour en extraire les données de fréquence, d'amplitude et/ou de temps ;

5 (g) à transférer les données de fréquence, d'amplitude et/ou de temps de l'étape (f) dans un ordinateur numérique convenablement programmé, ainsi que les données du signal d'ECG ;

10 (h) à calculer une moyenne d'ensemble des segments spectraux en éliminant les arythmies de la moyenne, sur la base de la plus grande durée des arythmies par rapport aux segments types, présumés normaux, et à faire la moyenne d'environ 15 à 20 segments spectraux successifs, par ailleurs acceptables, à l'aide de la formule :

$$15 \quad E(f,t) = \sum_{n=1}^K E(f,t,n)/K$$

dans laquelle :

E est l'amplitude de la transformation de Fourier à f, t et n ;

20 K est le nombre total de segments dans la moyenne ;

f est la fréquence ;

t est le temps (mesuré par rapport à l'onde R de l'ECG) ;

et

n est le numéro d'ordre du segment ;

25 (i) à comprimer la moyenne d'ensemble pour obtenir une représentation spectrale convenable pour la classification par reconnaissance de formes en (1) choisissant la fréquence d'amplitude maximale de la moyenne d'ensemble en temps qu'indication du signal véritable en l'absence de bruit, (2) créant
30 un contour d'amplitude en fonction du temps à cette fréquence pour la durée du segment et pour cette fréquence, et (3) calculant un étalement représentatif du signal en incluant un ou plusieurs contours d'amplitude en fonction du temps au-dessus et au-dessous du contour de fréquence d'amplitude
35 maximale, la moyenne d'ensemble comprimée représentant au moins trois contours d'amplitude en fonction du temps ;

(j) à comparer la moyenne d'ensemble comprimée à une base de données dans la mémoire de laquelle se trouvent des

données semblables de contours de moyennes d'ensembles provenant de vaisseaux présentant des degrés connus de sténose, la base de données étant acquise à partir de données de variation de fréquence Doppler sur des patients dont le degré de sténose a été confirmé par artériographie de contraste, la comparaison s'effectuant par reconnaissance de formes dans un processus de décision hiérarchique utilisant au moins les étapes de décisions suivantes :

- (1) vaisseau bouché ou ouvert ;
- (2) vaisseau malade ou normal, s'il est ouvert ; et
- (3) sténose supérieure ou inférieure à 50 %, si le vaisseau est malade,

cette comparaison permettant de classer la moyenne d'ensemble dans une catégorie à l'aide d'une méthode de résolution hyperplane ; et

(k) à afficher la classification en tant que diagnostic du degré de sténose.

19. Procédé selon la revendication 18, caractérisé en ce que le signal Doppler provient d'au moins l'artère carotide primitive basse et de l'artère carotide interne proche.

20. Procédé selon la revendication 19, caractérisé en ce que la méthode de résolution hyperplane est basée sur une analyse de régression linéaire à la manière de Pietrantonio et Jurs, communément appelée Pjurs, selon laquelle l'algorithme de reconnaissance des formes minimise par itération la fonction :

$$|Y - \tanh(W_0 + \sum_{i=1}^K w_i X_i)|$$

où : Y = +1, si l'on sait que les données sont dans la catégorie 2

Y = -1, si l'on sait que les données sont dans la catégorie 1

Y est la catégorie prédite

K est le nombre de caractéristiques

w_i est le poids de la caractéristique

X_i est la valeur mesurée de la caractéristique i

w_0 est une constante.

21. Procédé selon la revendication 20, caractérisé en ce que la classification dans une catégorie à chaque niveau de décision hiérarchique est confirmée par une analyse de validation croisée.

5 22. Procédé selon la revendication 21, caractérisé en ce que le procédé de validation croisée est un procédé dit "demi-échantillon plus complément".

23. Procédé selon la revendication 22, caractérisé en ce que les caractéristiques à comparer entre les données
10 de variations de fréquence Doppler et la base de données comprennent les caractéristiques suivantes pour chaque décision :

(a) vaisseau malade ou normal ;

(b) si le vaisseau est malade, sténose supérieure ou
15 inférieure à 50 % ;

(c) si la sténose est inférieure à 50 %, sténose comprise entre 50 et 35 % ou inférieure à 35 % ; et

(d) si la sténose est inférieure à 35 %, sténose comprise entre 35 et 15 % ou inférieure à 15 %.

20 24. Procédé selon la revendication 18, caractérisé en ce que la décision entre vaisseau occlus ou ouvert comporte des essais pour déterminer s'il y a un signal de variation de fréquence Doppler en provenance de l'artère carotide interne et de l'artère carotide primitive pour vérifier que les caro-
25 tides sont ouvertes et non complètement bouchées.

25. Procédé non envahissant permettant de diagnostiquer automatiquement et objectivement le degré de sténose des artères carotides d'un patient humain à partir des données de variation de fréquence Doppler à ultrasons en provenance
30 de l'artère carotide primitive basse et de l'artère carotide interne proche, caractérisé en ce qu'il consiste :

(a) à envoyer un signal ultrasonore Doppler combiné en mode B et à impulsions, fonctionnant à 5 MHz, dans le corps du patient, au voisinage de l'artère carotide à exa-
35 miner aux endroits voulus, ce signal étant concentré au voisinage de l'axe de l'artère pour mesurer l'écoulement central du sang à l'intérieur de l'artère en chaque endroit par le procédé de variation de fréquence Doppler ;

(b) à recevoir le signal Doppler rétrodiffusé qui est engendré par l'écoulement à l'intérieur de l'artère ;

(c) à enregistrer simultanément l'électrocardiogramme du patient pour fournir un signal de minutage périodique
5 permettant de séparer les signaux Doppler en segments périodiques correspondants à des cycles cardiaques successifs ;

(d) à numériser le signal Doppler dans un analyseur de spectres à transformation rapide de Fourier discrète en temps réel ;

10 (e) à définir des segments spectraux du signal Doppler dans l'analyseur, sur la base d'un déclenchement sur l'onde R de l'ECG ;

(f) à analyser chaque segment spectral dans l'analyseur par une méthode de transformation de Fourier pour en extraire
15 des données de fréquence, d'amplitude et/ou de temps ;

(g) à transférer l'analyse de l'étape (f) dans un ordinateur numérique convenablement programmé, ainsi que les données du signal d'ECG ;

(h) à calculer une moyenne d'ensemble des segments spectraux en chaque emplacement en éliminant les arythmies de
20 la moyenne sur la base d'une durée plus longue des arythmies, et en faisant la moyenne d'environ 20 segments spectraux successifs, par ailleurs acceptables, à l'aide de la formule :

$$25 \quad E(f,t) = \sum_{n=1}^K E(f,t,n)/K$$

dans laquelle :

E est l'amplitude de la transformation de Fourier à f, t et n ;

30 K est le nombre total de segments dans la moyenne ;

f est la fréquence ;

t est le temps (mesuré par rapport à l'onde R de l'ECG) ;

et

n est le numéro d'ordre du segment ;

35 (i) à compresser la moyenne d'ensemble de l'écoulement en chaque emplacement pour obtenir une représentation spectrale convenable pour une classification efficace et simplifiée par reconnaissance de formes, en (1) trouvant la fréquence

d'amplitude maximale de la moyenne d'ensemble à partir d'une courbe d'amplitude en fonction de la fréquence pour la moyenne d'ensemble du cycle cardiaque complet, la fréquence d'amplitude maximale étant une indication du signal véritable en l'absence
 5 de bruit, (2) créant un contour d'amplitude en fonction du temps à cette fréquence pour la totalité du cycle cardiaque du segment, et (3) calculant un étalement représentatif du signal en incluant les contours d'amplitude en fonction du temps de 3 dB et 9dB au-dessus et au-dessous du contour
 10 de fréquence d'amplitude maximale, les données comprimées du contour de moyenne d'ensemble étant essentiellement cinq contours d'amplitude en fonction du temps ;

(j) à comparer des caractéristiques sélectionnées de la moyenne d'ensemble comprimée à une base de données contenant dans sa mémoire des caractéristiques semblables sélectionnées parmi des données de contour de moyenne d'ensemble obtenues dans des conditions connues de diagnostic préalable, la base de données étant acquise à partir de données de variation de fréquence Doppler sur des patients dont le degré
 20 de sténose a été confirmé par artériographie de contraste, la comparaison s'effectuant par reconnaissance de formes dans un processus de décision hiérarchique utilisant au moins les étapes de décision suivantes :

- (1) vaisseau bouché ou ouvert ;
- 25 (2) vaisseau malade ou normal, s'il est ouvert ; et
- (3) sténose supérieure ou inférieure à 50 %, si le vaisseau est malade,

la comparaison permettant de classer la moyenne d'ensemble du patient dans une catégorie par l'intermédiaire d'une méthode
 30 de résolution hyperplane qui est basée sur une analyse de régression linéaire à la manière de Pietrantonio et Jurs, communément appelée Pjurs, selon laquelle l'algorithme de reconnaissance des formes minimise par itération la fonction :

$$35 \quad [Y - \tanh (W_0 + \sum_{i=1}^K w_i X_i)]$$

où : $Y = +1$, si l'on sait que les données sont dans la catégorie 2

$Y = -1$, si l'on sait que les données sont dans la catégorie 1

Y est la catégorie prédite

K est le nombre de caractéristiques

5 w_i est le poids de la caractéristique

X_i est la valeur mesurée de la caractéristique i

W_0 est une constante

la méthode utilisant jusqu'à cinq caractéristiques pour chaque décision ;

10 (k) à opérer une validation croisée de chaque décision à l'aide d'une méthode itérative "demi-échantillon plus complé-ment" pour vérifier la décision et pour réduire la variance inhérente aux données ; et

(1) à afficher la classification déterminée par l'analyse
15 par ordinateur en tant que diagnostic du degré de sténose.

26. Procédé non envahissant permettant de diagnostiquer automatiquement et objectivement le degré de sténose des artères carotides d'un patient humain à partir de données de variation de fréquence Doppler à ultrasons en provenance
20 de l'artère carotide primitive basse et de l'artère carotide interne proche, caractérisé en ce qu'il consiste :

(a) à produire un signal de variation de fréquence Doppler à chaque emplacement, incluant environ 20 à 25 cycles cardiaques successifs ;

25 (b) à enregistrer simultanément l'électrocardiogramme du patient pour fournir un signal de minutage permettant de séparer les signaux de variation de fréquence Doppler en segments spectraux périodiques correspondants à des cycles cardiaques successifs ;

30 (c) à faire la moyenne des signaux provenant des segments de façon à produire un signal de variation de fréquence Doppler représentatif de l'écoulement à l'intérieur de l'artère, à l'emplacement correspondant ;

(d) à comparer la moyenne d'ensemble de l'étape (c)
35 avec une base de données de moyennes d'ensemble classées à l'avance, correspondant à une sténose connue, sur un ordinateur numérique, par une méthode de reconnaissance de formes pour classer le degré de sténose ; et

(e) à afficher la classification déterminée par la comparaison par ordinateur en tant que diagnostic du degré de sténose.

27. Dispositif permettant de diagnostiquer automatiquement et objectivement le degré de sténose d'un vaisseau à partir de données Doppler combinées en mode B et à impulsions, analysées en segments spectraux dans un analyseur de spectres à transformation rapide de Fourier en temps réel, caractérisé en ce qu'il comprend un ordinateur numérique convenablement programmé pour effectuer la reconnaissance de formes des segments spectraux ou d'une moyenne d'ensemble des segments spectraux pour classer le degré de sténose en fonction d'une base de données de sténoses connues en provenance de segments spectraux classés à l'avance.

28. Dispositif permettant de diagnostiquer automatiquement et objectivement le degré de sténose d'un vaisseau humain par une technique non envahissante, caractérisé en ce qu'il comprend :

(a) un scanographe Doppler à ultrasons à fonctionnement combiné en mode B et en impulsions, pour envoyer un signal concentré au centre du vaisseau et pour recevoir le signal de variation de fréquence Doppler rétrodiffusé représentatif de l'écoulement sanguin à l'intérieur du vaisseau ;

(b) un analyseur de spectres pour transformer le signal de variation de fréquence Doppler analogique en un signal numérique fréquence-amplitude-temps ;

(c) un détecteur d'onde R d'électrocardiogramme pour minuter simultanément le signal de variation de fréquence Doppler en segments périodiques correspondants à des cycles cardiaques successifs ;

(d) un ordinateur numérique, comportant une base de données dont la mémoire contient des segments, classés à l'avance, de signaux de variation de fréquence Doppler correspondants à une sténose connue, permettant de comparer le signal du patient à la base de données dans une méthode de reconnaissance de formes pour classer le degré de sténose ; et

(e) un visuel pour indiquer la classification déterminée

dans l'ordinateur numérique.

29. Dispositif selon la revendication 28, caractérisé en ce que l'analyseur de spectres fournit à l'ordinateur une transformation rapide de Fourier discrète et numérisée
5 des données de variation de fréquence Doppler.

30. Dispositif selon la revendication 29, caractérisé en ce que l'ordinateur compare le signal du patient à la base de données en :

- (a) éliminant les arythmies du signal ;
- 10 (b) produisant une moyenne d'ensemble de segments périodiques successifs du signal identifié par une position de minutage sur l'onde R dans le signal d'ECG ;
- (c) comprimant le signal à au moins un contour d'amplitude en fonction du temps représentatif du véritable écoule-
15 ment sanguin en l'absence de bruit ; et
- (d) rangeant le degré de sténose du patient dans une catégorie en comparant les caractéristiques sélectionnées du signal comprimé à des caractéristiques semblables extraites de la base de données de signaux provenant de vaisseaux
20 atteints de sténoses connues.

31. Procédé permettant de diagnostiquer le degré de sténose d'une artère carotide par une technique ultrasonore non envahissante, caractérisé en ce qu'il consiste à comparer les caractéristiques extraites des données de variation de
25 fréquence Doppler de plusieurs battements cardiaques successifs du patient à une base de données de caractéristiques Doppler analogues en provenance de vaisseaux atteints d'une sténose connue, selon un format de reconnaissance de formes, pour identifier le degré de sténose.

30 32. Procédé selon la revendication 31, caractérisé en ce que le diagnostic comprend la prise de décisions catégorielles du degré de sténose dans un format hiérarchique.

33. Procédé selon la revendication 32, caractérisé en ce qu'on fait la moyenne des données des battements cardia-
35 ques successifs pour comprimer les données en une moyenne d'ensemble.

34. Dispositif permettant de diagnostiquer automatiquement et objectivement le degré de sténose d'une artère

carotide d'un patient par l'intermédiaire d'une technique ultrasonore non envahissante, caractérisé en ce qu'il comprend :

- (a) un scanographe-récepteur à ultrasons ;
- 5 (b) un moyen permettant de comparer les caractéristiques extraites des données ultrasonores de plusieurs battements cardiaques successifs du patient à une base de données de battements cardiaques analogues provenant de vaisseaux atteints d'une sténose connue, de façon à placer les données du patient
- 10 dans une catégorie de sténose ; et
- (c) un visuel servant à présenter la catégorie du degré de sténose déterminée à partir des données ultrasonores.

FIG. 1

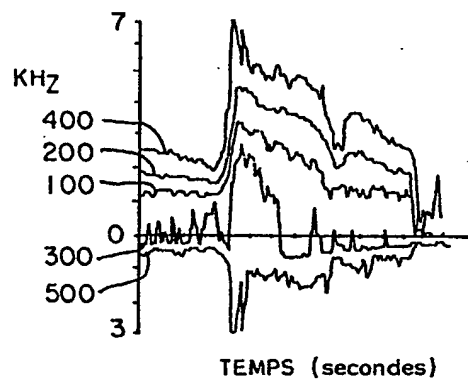
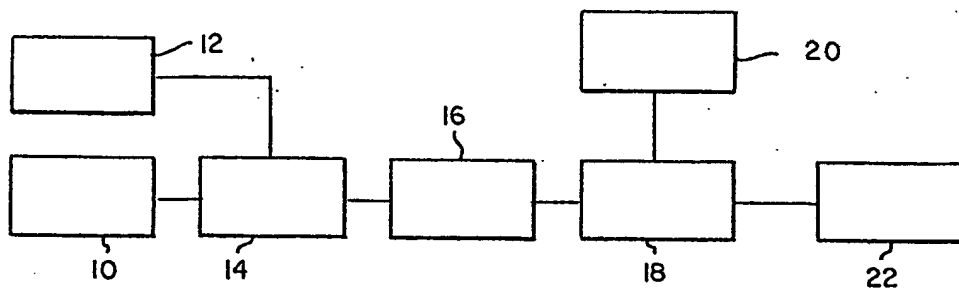


FIG. 3

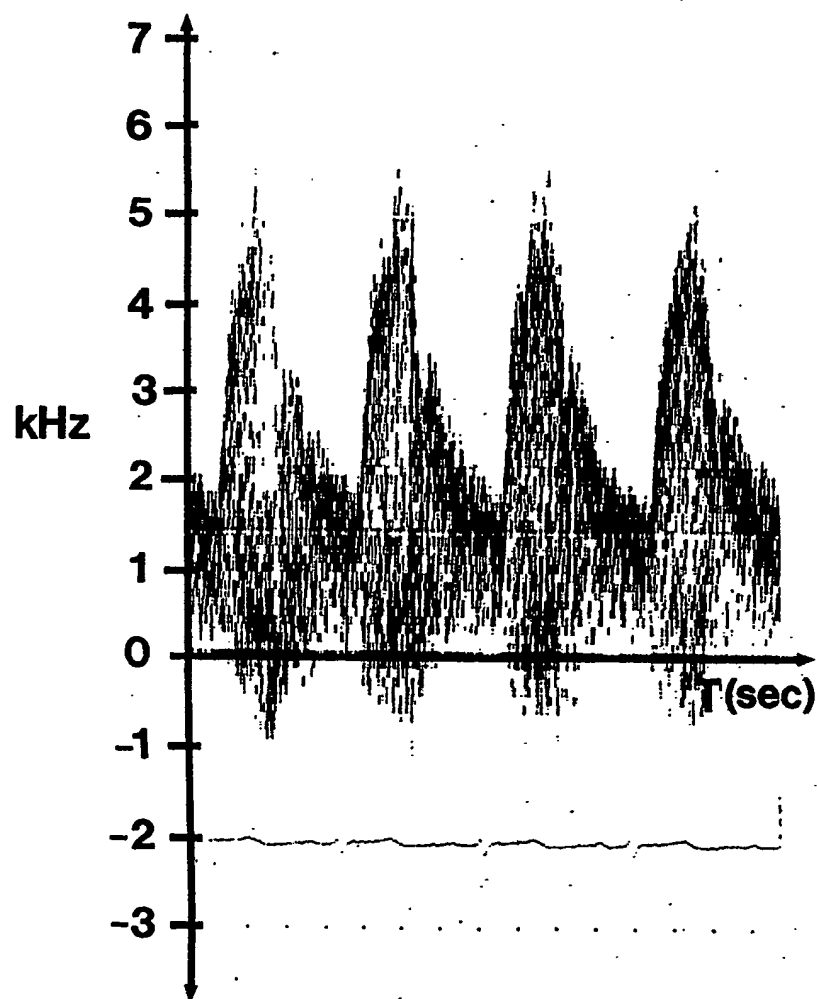
PLANCHE 11/2

FIG. 2

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.